

Diplomarbeit

**Klinische Anwendungen des dreidimensionalen Drucks
in der Chirurgie der oberen Extremität - Spielzeug oder
Werkzeug?: Eine systematische Literaturrecherche**

eingereicht von

Lukas Johannes Tax

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor der gesamten Heilkunde
(Dr. med. univ.)**

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

**Klinischen Abteilung für Plastische, Ästhetische und
Rekonstruktive Chirurgie**

unter der Anleitung von

Dr. med. univ. Andrzej Hecker, M.Sc.

Assoc. Prof. Priv.-Doz. Dr. med. David Benjamin Lumenta

Graz, am 17.03.2023

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 17.03.2023

Lukas Johannes Tax eh.

Danksagungen

Hiermit möchte ich mich bei allen bedanken, die mich beim Erstellen dieser Arbeit unterstützt und begleitet haben.

Mein besonderer Dank gilt meinem Erstbetreuer Dr. med. univ. Andrzej Hecker, MSc., der mich von der Themenfindung bis hin zur Beendigung dieser Arbeit stets unterstützt hat. Ich möchte mich auch für seine ständige Bereitschaft bei Fragen und Unklarheiten bedanken. Des Weiteren möchte ich mich auch bei meinem Zweitbetreuer Assoz. Prof. Priv.-Doz. Dr. med. David Benjamin Lumenta bedanken, der mich stets mit seinem Wissen und seiner Erfahrung begleitet hat.

Vor allem möchte ich mich bei meinen Eltern und meinen Geschwistern für den immerwährenden Rückhalt und die bedingungslose Unterstützung bedanken.

Inhaltsverzeichnis

EIDESSTÄTTLICHE ERKLÄRUNG	I
DANKSAGUNGEN	II
INHALTSVERZEICHNIS	III
ABKÜRZUNGEN UND DEREN ERKLÄRUNG.....	V
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	VIII
TABELLENVERZEICHNIS	XI
ZUSAMMENFASSUNG	XII
ABSTRACT	XIII
1 EINLEITUNG.....	1
1.1 OBERE EXTREMITÄTEN-PROBLEME.....	2
1.1.1 <i>Anatomie</i>	2
1.1.2 <i>Bewegungsausmaße der oberen Extremität</i>	5
1.1.3 <i>Epidemiologie der oberen Extremität-Beeinträchtigungen</i>	10
1.1.4 <i>Ätiologie</i>	13
1.1.5 <i>Konventionelle Behandlungsmöglichkeiten</i>	23
1.1.6 <i>Limitationen der konventionellen Behandlungsmöglichkeiten</i>	27
1.2 3D-DRUCK.....	30
1.2.1 <i>Prozess der Bildgebung zum 3D-Modell</i>	30
1.2.2 <i>3D-Drucktechnologien</i>	33
1.2.3 <i>Druckmaterialien</i>	42
1.2.4 <i>Anwendungen in der Medizin</i>	44
1.2.5 <i>Anwendungen in der Chirurgie der oberen Extremität</i>	49
1.3 STUDIENZIEL	58
2 MATERIAL UND METHODEN	59
3 ERGEBNISSE.....	67
3.1 INKLUDIERTER STUDIEN.....	67
3.2 PUBLIKATIONSTREND.....	68
3.3 KLINISCHE 3D-APPLIKATION	69
3.4 PATIENTINNEN	70
3.5 ORT DES DEFEKTS	70
3.6 AMPUTATIONSGRAD	72
3.7 ÄTIOLOGIE	73

3.8	3D-DRUCKVERFAHREN.....	75
3.9	3D-DRUCKMATERIALIEN	76
3.10	MESSUNGEN FÜR DEN 3D-DRUCK.....	76
3.11	OUTCOME	77
3.11.1	<i>Operationsdauer</i>	77
3.11.2	<i>Range of Motion</i>	78
3.11.3	<i>Funktionstests</i>	80
3.11.4	<i>Schmerzen</i>	83
3.11.5	<i>Kraftgrad</i>	84
3.11.6	<i>PatientInnenzufriedenheit</i>	86
3.11.7	<i>Kommunikation</i>	88
3.11.8	<i>Übersichtstabelle der Studien mit interindividuellem Vergleich</i>	89
3.11.9	<i>Aufteilung der Parameter auf die Evidenzlevel</i>	90
4	DISKUSSION	91
4.1	INKLUDIERTER STUDIEN, PUBLIKATIONSTREND UND EVIDENZLEVEL.....	91
4.2	KLINISCHE ANWENDUNGEN DES 3D-DRUCKS	94
4.2.1	<i>Präoperative Planung</i>	94
4.2.2	<i>Herstellung von intraoperativen Schablonen</i>	97
4.2.3	<i>Herstellung von Orthesen</i>	99
4.2.4	<i>Herstellung von Prothesen</i>	101
4.2.5	<i>Herstellung von Implantaten</i>	102
4.3	AUSWIRKUNGEN AUF DIE PATIENTINNEN	105
4.3.1	<i>Operationsdauer</i>	105
4.3.2	<i>Range of Motion</i>	105
4.3.3	<i>Funktion</i>	108
4.3.4	<i>Schmerzen</i>	111
4.3.5	<i>Kraft</i>	112
4.4	LIMITATIONEN.....	113
5	SCHLUSSFOLGERUNG	114
	LITERATURVERZEICHNIS.....	116

Abkürzungen und deren Erklärung

A

ABS	Acrylnitril-Butadien-Styrol
AF	Additive Fabrication
AM	Additive Manufacturing
Art.	Articulatio

B

BMP	<i>bone morphing protein</i>
bzw.	beziehungsweise

C

ca.	circa
CAD	<i>Computer-aided Design</i>
CAM	<i>Computer-aided Manufacturing</i>
CAPP-PSI	<i>Children Amputee Prosthetics Projects score - Prosthesis Satisfaction Inventory</i>
cm	Zentimeter
CT	Computertomografie

D

DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DIP	distales Interphalangealgelenk
DMLS	<i>Direct Metal Laser Sintering</i>
DLP	<i>Direct Light Processing</i>

E

EBM	<i>Electrobeam Melting</i>
-----	----------------------------

F

FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
FDM	<i>Fusion Deposition Modeling</i>

H

HA Hydroxylapatit

K

kg Kilogramm

M

M. Musculus

Mb. Morbus

MCP Metakarpophalangealgelenk

ml Milliliter

mm Millimeter

MRT Magnetresonanztomografie

O

OPUS *Orthotics and Prosthetics Users' Survey*

P

pAVK periphere arterielle Verschlusskrankheit

PCL Polycaprolacton

PEEK Polyetheretherketon

PET Positronen-Emissionstomografie

PIP Proximales Interphalangealgelenk

PLA Polymilchsäure

Q

QUEST *Quebec User Evaluation of Satisfaction with assistive Technology*

R

RCT randomisiert kontrollierte Studie (*randomized controlled trial*)

RP *Rapid Prototyping*

ROI *Region of Interest*

S

SLA	Stereolithografie
SLM	<i>Selective Laser Melting</i>
SLS	<i>Selective Laser Sintering</i>
STL	<i>standard tessellation language</i>
SPECT	Single-Positronen-Emissions-Computertomografie

T

TCP	Tricalciumphosphat
-----	--------------------

U

u.a.	unter anderem
UHMWPE	<i>ultrahigh-molecular-weight polyethylene</i>
UV	Ultraviolett

V

vs.	Versus
-----	--------

Z

z.B.	zum Beispiel
------	--------------

#

3D	dreidimensional
µm	Mikrometer

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Skelett der oberen Extremität (10)	2
Abbildung 2: Knochen der rechten Hand, Ansicht von palmar (10)	4
Abbildung 3: Bewegungen im Sternoclaviculargelenk a.) Elevations- und Depressionsachse b.) Pro- und Retraktionsachse(10)	5
Abbildung 4: Bewegungen im Schultergelenk a.) Ante- und Retroversion, b.) Ante- und Retroversion eines 90° abduzierten Armes c.) Adduktion und Abduktion d.) Innen- und Außenrotation e.) Führen des Arms hinter den Rücken = Innenrotation um 95° f.) Innenrotation eines abduzierten Armes (10)	6
Abbildung 5: Bewegungsachse für Extension und Flexion im Ellbogen (10)	7
Abbildung 6: a.) Supinationsstellung b.) Pronationsstellung c.) Supinationsstellung der Hand bei flektiertem Ellbogen d.) Pronationsstellung bei flektiertem Ellenbogen (10).....	7
Abbildung 7: Bewegungen im proximalen und distalen Handgelenk a.) Dorsal- und Palmarflexion b.) Radial- und Ulnarduktion (10)	8
Abbildung 8: Bewegungen der Fingergelenke a.) Flexion im DIP b.) Flexion im PIP c.) Flexion im MCP d.) Extension im DIP e.) Extension im MCP f.) Ab- und Adduktion der Finger (10)	9
Abbildung 9: Greifformen der Hand a.) Spitzgriff b.) Grobgriff c.) Schlüsselgriff d.) Hackengriff (10).....	10
Abbildung 10: Kind mit ulnarem longitudinalem Defekt der rechten Hand (24).....	18
Abbildung 11: einfache Syndaktylie (Fusion des Mittel- und Ringfingers) der linken Hand (A) mit zusätzlicher Röntgenaufnahme (B) (24)	19
Abbildung 12: Polydaktylie der rechten Hand (42)	20
Abbildung 13: Symbrachydaktylie mit den rudimentären Fingern (<i>Nubbins</i>) (45). 21	
Abbildung 14: Hervorgehobenes Voxel (rot) in einer Menge gestapelter Voxel (67)	31
Abbildung 15: Grundlagen des DLP (68)	35
Abbildung 16: Grundprinzip der SLA (68)	35
Abbildung 17: Grundprinzip des <i>Material Jetting</i> (68)	37
Abbildung 18: Grundprinzip des <i>Binder jetting</i> (68).....	38
Abbildung 19: Grundprinzip des FDM (68).....	40
Abbildung 20: Grundprinzip des SLS (68).....	42

Abbildung 21: 3D-Modell der linken, oberen Extremität aus verschiedenen Materialien, Verwendung zur Lehre (87).....	50
Abbildung 22: 3D-gedrucktes Übungsmodell der Hand (92).....	51
Abbildung 23: Präoperative Planung anhand eines 3D-Modells des Ellbogens (54)	52
Abbildung 24: Intraoperative Bohr- und Schnittschablone (96).....	53
Abbildung 25: 3D-gedrucktes patienten-spezifisches Implantat bei Fraktur des distalen Humerus (99).....	54
Abbildung 26: 3D-gedruckte Orthese bei Ulnaschaft-Fraktur (102)	54
Abbildung 27: 3D-gedruckte Handprothese: Cyborg Beast (104).....	56
Abbildung 28: 3D-gedruckte Endoprothese des distalen Radius für die Behandlung eines Riesenzelltumors (111).....	57
Abbildung 29: <i>Flow Chart</i>	61
Abbildung 30: Verteilung Publikationsanzahl hinsichtlich Evidenzlevel	67
Abbildung 31: Verteilung der Studiendesigns innerhalb der inkludierten Studien.	68
Abbildung 32: Publikationstrend von 2010 – 2021	68
Abbildung 33: relative Verteilung der 3D-Anwendungen innerhalb der inkludierten Studien	69
Abbildung 34: Verteilung der Studien hinsichtlich der betroffenen Strukturen innerhalb der inkludierten Studien.....	71
Abbildung 35: Anzahl der jeweiligen betroffenen Strukturen innerhalb der inkludierten Studien.....	72
Abbildung 36: relative Verteilung der Amputationsgrade in den inkludierten Studien	73
Abbildung 37: Verteilung der Studien hinsichtlich der Ätiologie innerhalb der inkludierten Studien.....	74
Abbildung 38: PatientInnenanzahl jeder einzelnen Ätiologie innerhalb der inkludierten Studien.....	75
Abbildung 39: Verbesserung der <i>Range of Motion</i> im Vergleich zur präoperativen Ausgangslage	79
Abbildung 40: Verbesserung der <i>Range of Motion</i> im Vergleich zur konventionellen Gruppe	79
Abbildung 41: Funktionsverbesserung im Vergleich zu präoperativ	81
Abbildung 42: Funktionsverbesserung im Vergleich zur konventionellen Gruppe	82

Abbildung 43: Verringerung der Schmerzen im Vergleich zu präoperativ.....	83
Abbildung 44: Schmerzlinderung im Vergleich zur konventionellen Gruppe.....	84
Abbildung 45: Verbesserung des Kraftgrads im Vergleich zu präoperativ	85
Abbildung 46: Verbesserung des Kraftgrades im Vergleich zur konventionellen Gruppe	85
Abbildung 47: Aufteilung der Parameter auf die Evidenzlevel	90
Abbildung 48: Publikationen mit Bezug auf 3D-Druck in der oberen Extremitäten- Chirurgie. <i>Pubmed</i> -Suche mit folgender Suchstrategie: ("3D" OR "3- dimensional") AND "print*" AND ("upper extremity" OR "upper limb").....	91
Abbildung 49: Anzahl der inkludierten Studien pro Jahr. Daten von 2021 beinhalten nicht das ganze Jahr 2021, da die Suche im August 2021 durchgeführt wurde.	92

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Campanacci-Klassifikation des Riesenzelltumors (3).....	22
Tabelle 2: Materialien und deren Anwendungen im medizinischen 3D-Druck.....	44
Tabelle 3: Übersicht der Fachgebiete mit klinischen Anwendungen des 3D-Drucks	48
Tabelle 4: 3D-gedruckte Handprothesen mit <i>Open-Source</i> -Zugang, eigene Darstellung nach (62).....	56
Tabelle 5: Excel-Tabelle zur Erhebung der relevanten Parameter	65
Tabelle 6: ASPS-Rating Scale for Therapeutic Studies (118).....	66
Tabelle 7: 3D-Druckverfahren der inkludierten Studien	75
Tabelle 8: Verwendete Materialien für 3D-Anwendungen innerhalb der inkludierten Studien	76
Tabelle 9: Durchschnittliche Operationszeiten	78
Tabelle 10: inkludierte Studien mit interindividuellem Vergleich der ROM.....	80
Tabelle 11: Funktionsverbesserung bei inkludierten Studien mit Vergleichsgruppe (konventionelle Gruppe).....	82
Tabelle 12: Schmerzlinderung bei Studien mit Vergleichsgruppe (konventionelle Gruppe).....	84
Tabelle 13: Kraftgradverbesserung bei Studien mit Vergleich zur konventionellen Gruppe	86
Tabelle 14: Übersichtstabelle der inkludierten Studien mit interindividuellem Vergleich (3D-Druck vs. konventionelle Therapie).....	90

Zusammenfassung

Hintergrund: Durch den nun etablierten Einsatz des 3D-Drucks in der Industrie ergeben sich auch in der Medizin Anwendungsmöglichkeiten. Vor allem in der Chirurgie der oberen Extremitäten ergibt sich ein großes Anwendungsspektrum. Ziel dieser systematischen Literaturrecherche ist es einen Überblick über die klinischen Anwendungen des 3D-Drucks und die damit verbundenen Einflüsse in der oberen Extremitäten-Chirurgie zu geben.

Methoden: Die Datenbanken „PubMed“ und „Web Of Science“ wurden nach Studien mit klinischer Anwendung des 3D-Drucks in der Chirurgie der oberen Extremitäten durchsucht. Alle eingeschlossenen Studien wurden anhand der „American Society of Plastic Surgeons Evidence-Based Rating Scale“ nach Evidenzlevel kategorisiert.

Ergebnisse: Bei der systematischen Literatursuche wurden insgesamt 4.289 Studien gefunden. Nach Entfernung von Duplikaten sowie irrelevanten Studien wurden 159 Studien identifiziert. 52 Studien erfüllten die Einschlusskriterien, davon 13 klinische Studien (Evidenzlevel II / III) und 39 *Case reports/series* (Evidenzlevel IV / V). In der oberen Extremitäten-Chirurgie kann der 3D-Druck in folgenden Bereichen eingesetzt werden: präoperative Planung, Herstellung von intraoperativen Schablonen, von Prothesen, von Orthesen, von chirurgischen Instrumenten sowie von Implantaten. Die Anwendung des 3D-Drucks innerhalb der oberen Extremität führt zu einer Verbesserung der Funktionalität, Verminderung von Schmerzen und Verkürzung der Operationszeit.

Zusammenfassung: Die 3D-Druck-Technologie liefert ein breites Spektrum an klinischen Anwendungen in der oberen Extremitäten-Chirurgie. Die klinische Anwendung des 3D-Drucks der oberen Extremitäten-Chirurgie zeigt großes Potential die Funktionalität, das operativ-bezogene Management und in weitere Folge die Lebensqualität der Betroffenen zu verbessern. Bei ausbleibenden randomisierten kontrollierten Studien bleiben die langfristigen klinischen Auswirkungen des patienten-spezifischen 3D-Drucks unbekannt.

Abstract

Background: The now established use of 3D printing in industry is also opening application possibilities in medicine. There is a wide range of applications in upper limb surgery. The aim of this systematic literature review is to provide an overview of the clinical applications of 3D printing and the associated influences in upper limb surgery.

Methods: The PubMed and Web of Science databases were searched for studies with clinical applications of 3D printing in upper limb surgery. All included studies were categorised by level of evidence using the American Society of Plastic Surgeons Evidence-Based Rating Scale.

Results: The systematic literature search identified a total of 4.289 studies. After removal of irrelevant studies and duplicates, 159 studies were identified. 52 studies met the inclusion criteria, of which 13 were clinical studies (evidence level II / III) and 39 case reports/series (evidence level IV / V). In upper limb surgery, 3D printing can be used in the following areas: preoperative planning, production of intraoperative templates, prostheses, orthoses, surgical instruments and implants. The application of 3D printing within the upper limb results in improved functionality, reduction of pain and shortening of surgical time.

Summary: 3D printing technology provides a wide range of clinical applications in upper limb surgery. The clinical application of 3D printing in upper limb surgery shows great potential to improve functionality, operative-related management and, subsequently, quality of life. In the absence of randomised controlled trials, the long-term clinical impact of patient-specific 3D printing remains unknown.

1 Einleitung

Für die Interaktion mit der Umwelt und dem Ausdruck der eigenen Individualität ist die obere Extremität unverzichtbar, daher kann eine Beeinträchtigung dieser schwerwiegende psychosoziale und ökonomische Auswirkungen haben (1). Beeinträchtigungen der oberen Extremität können vielseitig sein, dazu zählen das Trauma (1), kongenitale Fehlbildungen (2) und Tumorerkrankungen (3). Implantate der konventionellen Therapie sind leicht erhältlich und erfüllen die meisten Anforderungen der Operationsverfahren als auch vieler PatientInnen, aber in manchen Fällen können sie nicht verwendet werden. Sollten PatientInnen aufgrund ihrer Größe oder krankheitsspezifischen Anforderungen außerhalb der Standardimplantate liegen oder ein besseres chirurgisches Endergebnis durch die Anpassung von Implantaten an die patientenspezifische Anatomie zu erwarten sein, sind individuell angepasste Implantate erforderlich (4).

Durch die Verwendung des dreidimensionalen (3D) Druckers lassen sich patientenspezifische 3D-Objekte herstellen, die anhand von medizinischen Bildern der PatientInnen modelliert wurden. Zur Bildgebung werden unter anderem (u.a.) die Computertomografie (CT) oder die Magnetresonanztomografie (MRT) verwendet. Die 3D-Technologie wurde 1986 von Chuck Hill erfunden, die erste Technologie war die Stereolithografie. Neben dem Einsatz in der Medizin wird der 3D-Druck vor allem in der Autoindustrie und der Unterhaltungselektronik verwendet. In der Medizin ergeben sich durch den 3D-Druck neue Diagnose- und Behandlungsmöglichkeiten (5).

Mittlerweile beschreiben schon einige Reviews klinische Anwendungen des 3D-Drucks zum Beispiel (z.B.) in der Urologie (6), der Orthopädie (7) oder der plastischen Chirurgie (8).

Durch den Einsatz des 3D-Drucks können individuell angepasste Medizinprodukte hergestellt und zur Behandlung verwendet werden (5).

1.1 Obere Extremitäten-Probleme

Im folgenden Abschnitt werden die Anatomie und Funktionen der oberen Extremität, die Epidemiologie und Ätiologie der oberen Extremitätenverletzungen/-beeinträchtigungen und deren konventionelle Therapie sowie die Limitationen der konventionellen Therapie erläutert.

1.1.1 Anatomie

Die obere Extremität (Abbildung 1) (Membrum superius) besteht aus dem Schultergürtel (Cingulum membri superius) und dem Arm (Pars libera membri superius) (9).

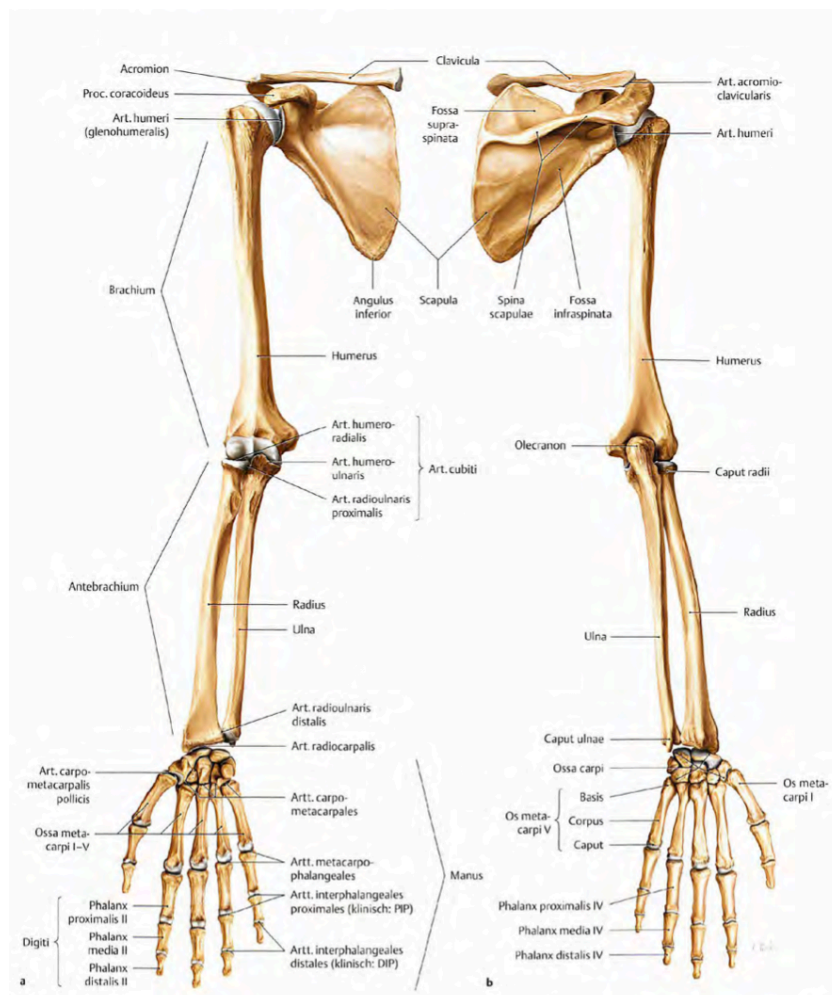


Abbildung 1: Skelett der oberen Extremität (10)

Cingulum membri superioris:

Der Schultergürtel setzt sich aus der Clavicula (ventral) und Scapula (dorsal) zusammen, beide artikulieren miteinander im Articulatio (Art.) acromioclavicularis. Die Scapula enthält mit der Cavitas glenoidalis die Gelenkspfanne für das Schultergelenk (Articulatio humeri).

Das Schultergelenk ist ein Kugelgelenk, das durch die schlaaffe Gelenkscapsel sehr beweglich, aber auch anfällig für Luxationen ist. Neben der Rotatorenmanschette (Musculus (M.) supraspinatus, M. infraspinatus, M. teres minor und M. subscapularis) wird das Schultergelenk durch zahlreiche Muskeln gestützt. Die Schulter ist der Übergang zwischen dem Cingulum membri superioris und der Pars libera. Kaudal des Schultergelenks befindet sich die Fossa axillaris, diese ist ventral durch den M. pectoralis major und dorsal durch den M. latissimus dorsi und M. teres minor begrenzt. In der Fossa axillaris liegen die großen neurovaskulären Strukturen, die aus der oberen Thoraxöffnung und dem Hals austreten und den Arm versorgen (9).

Pars libera membri superioris:

Die Pars libera membri superioris besteht aus dem Oberarm (Brachium), der Ellenbeugenregion (Regio cubitalis), dem Unterarm (Antebrachius), der Handgelenksregion (Regio carpalis) und der Hand (Manus) (Abbildung 2).

Die Regio cubitalis enthält das Ellbogengelenk (Articulatio cubiti) und das proximale Radioulnargelenk (Articulatio radioulnaris proximalis) (9). Die Epikondylen des Humerus dienen als Ursprung von Muskelgruppen, am lateralen Epikonyl entspringen die Extensoren und am medialen die Flexoren des Handgelenks. Hinter dem Epicondylus medialis befindet sich der Sulcus nervus ulnaris, in dem der Nervus Ulnaris verläuft (9).

Der Unterarm setzt sich aus der Ulna und dem Radius zusammen, die am distalen Ende das Articulatio radioulnaris distalis bilden. Bei der Drehbewegung des Unterarms und der Hand (Pronation und Supination) dreht sich der Radius um die fixierte Ulna. Radius und Ulna sind durch die Membrana interossea zusätzlich miteinander verbunden (9,10).

Die proximale (Os scaphoideum, Os lunatum, Os triquetrum und Os pisiforme) und distale (Os trapezium, Os trapezoideum, Os capitatum und Os hamatum) Handwurzelreihe bilden die Regio carpalis (9,10). Die Handwurzelknochen bilden mit dem Retinaculum musculorum flexorum den Karpalkanal (Canalis carpi), durch welchen insgesamt 10 Beugesehnen (M. flexor digitorum superficialis und M. flexor digitorum profundus) und der Nervus medianus ziehen (10).

Die Hand (Manus) besteht aus der Handfläche und den Fingern (Abbildung 2). Auf der Handinnenfläche erhebt sich unter dem Daumen die Thenarmuskulatur und unter dem kleinen Finger die Hypothenarmuskulatur. Der Rest der Handfläche besteht aus den 5 Mittelhandknochen (Ossa metacarpi).

Der Pollex besteht nur aus 2 Fingergliedern im Gegensatz zu den anderen Fingern (Index, Medius, Anularis und Minimus), die allesamt aus 3 Gliedern bestehen (9).

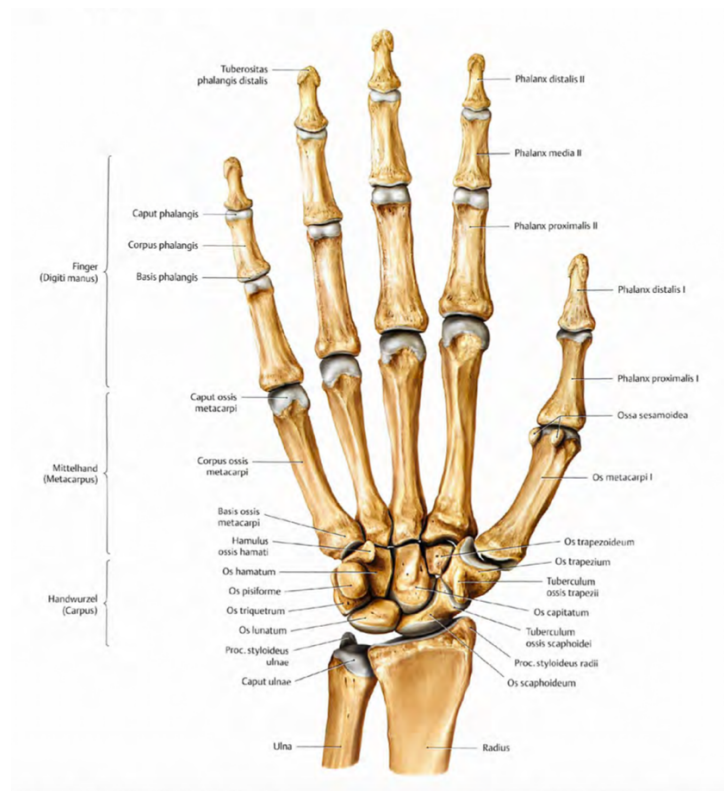


Abbildung 2: Knochen der rechten Hand, Ansicht von palmar (10)

1.1.2 Bewegungsausmaße der oberen Extremität

Bewegungen im Sternoclaviculargelenk:

Die Scapula wird durch die Gelenke Art. sternoclavicularis und Art. acromioclavicularis bei jeglicher Bewegung der Clavicula mitbewegt, dabei gleitet sie im Schulterblatt-Thorax-Gelenk auf dem Thorax. Die Bewegungen, sowie die Fixierung, erfolgen durch Muskeln. Dabei unterscheidet man zwischen der Depression (10°) /Elevation (40°) und der Protraktion (30°) /Retraktion (25°), wie in Abbildung 3 dargestellt ist.

Bei der Abduktion beziehungsweise (bzw.) Elevation des Armes schwenkt der Angulus inferior der Scapula nach lateral, dabei dreht sich die Scapula um eine dorsoventrale Achse, die sich in der Mitte der Scapula befindet. Bei der Elevation kommt es zu einem Schwenkvermögen von 60° . Dabei wandert der Angulus inferior zehn Zentimeter (cm) nach lateral und der Angulus superior etwa zwei bis drei Zentimeter nach medial-kaudal (10).

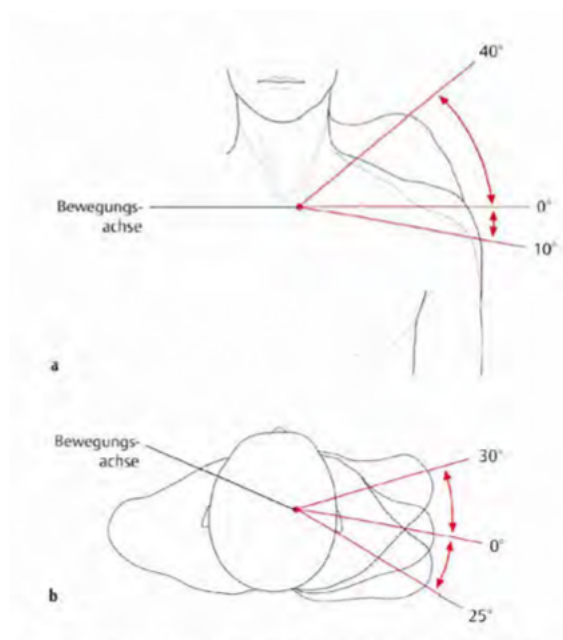


Abbildung 3: Bewegungen im Sternoclaviculargelenk a.) Elevations- und Depressionsachse b.) Pro- und Retraktionsachse(10)

Bewegungen im Schultergelenk (Abbildung 4)

Das Schultergelenk ist ein typisches Kugelgelenk, es besitzt 3 senkrecht aufeinander stehende Bewegungsachsen, die dem Schultergelenk sechs Hauptbewegungsrichtungen ermöglichen (10).

Anteversion (150-170°) und Retroversion (bis zu 40°) erfolgen um die Horizontalachse. Adduktion (20-40°) und Abduktion (bis 180°) erfolgen um die Sagittalachse. Bei einer Abduktion von über 90° spricht man von einer Elevation des Armes. Innen- (70°) und Außenrotation (60°) erfolgen um die Schaftachse des Humerus. Wird der Arm hinter den Rücken geführt, spricht man von einer Innenrotation von 95° (10).

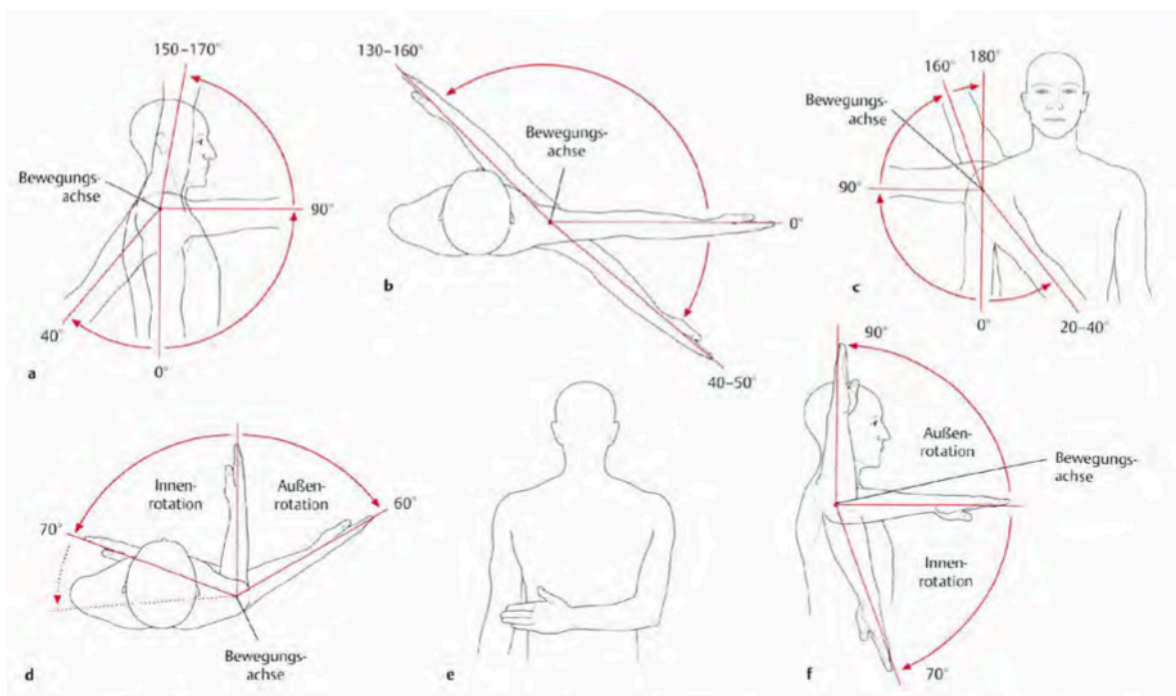


Abbildung 4: Bewegungen im Schultergelenk a.) Ante- und Retroversion, b.) Ante- und Retroversion eines 90° abduzierten Armes c.) Adduktion und Abduktion d.) Innen- und Außenrotation e.) Führen des Arms hinter den Rücken = Innenrotation um 95° f.) Innenrotation eines abduzierten Armes (10)

Bewegungen im Ellenbogen und Radioulnargelenk:

Die Flexion (130-150°) und Extension (10°) erfolgen um eine Horizontalebene, die unterhalb der Epikondylen durch das Capitulum humeri und die Trochlea humeri verläuft (Abbildung 5). Flexion als auch Extension werden individuell entweder durch Weichteile oder Knochen gehemmt.

Die Neutral-Null-Stellung im Radioulnargelenk bezeichnet man auch als Semipronationsstellung. Die Achse für Pro-(90°) und Supination (90°) verläuft zwischen dem Caput radii und dem Processus styloideus ulnae (Abbildung 6) (10).

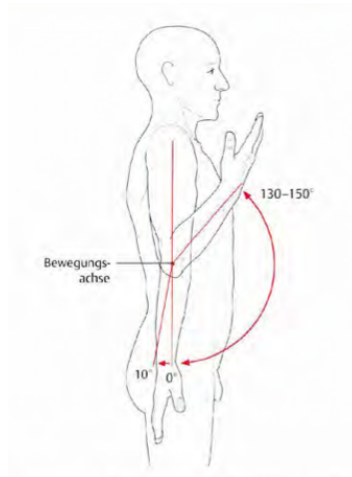


Abbildung 5: Bewegungsachse für Extension und Flexion im Ellbogen (10)

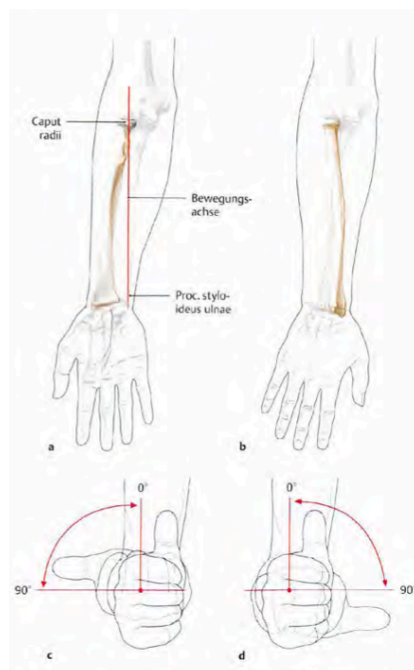


Abbildung 6: a.) Supinationsstellung b.) Pronationsstellung c.) Supinationsstellung der Hand bei flektiertem Ellbogen d.) Pronationsstellung bei flektiertem Ellbogen (10)

Bewegungen des proximalen und distalen Handgelenks (Abbildung 7):

Aus der Neutral-Null-Stellung erfolgen die Dorsalextension ($40-60^\circ$) und die Palmarflexion ($60-80^\circ$). Für das proximale Handgelenk verläuft die transversale Achse durch das Os lunatum, für das distale Handgelenk durch das Os capitatum. Ulnarabduktion ($30-40^\circ$) und Radialabduktion (20°) sind hingegen nur im proximalen Handgelenk möglich. Die dorso-palmare Achse verläuft durch das Os capitatum (10).

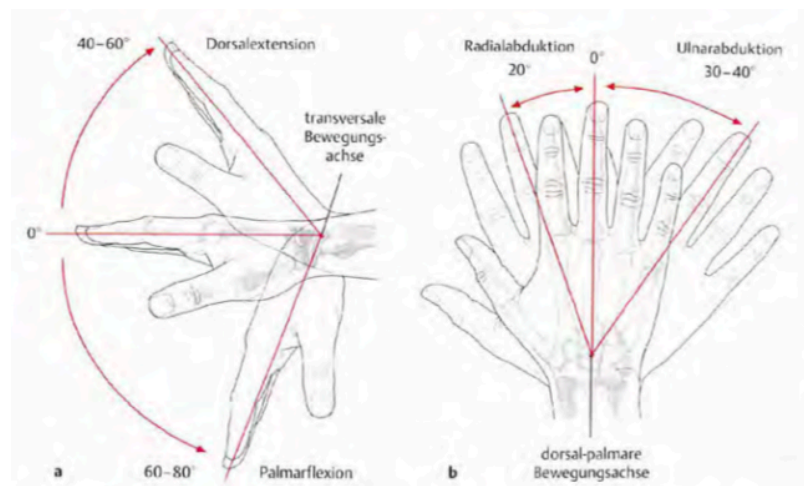


Abbildung 7: Bewegungen im proximalen und distalen Handgelenk a.) Dorsal- und Palmarflexion b.) Radial- und Ulnarabduktion (10)

Bewegungsausmaße der Fingergelenke (Abbildung 8):

Das proximale (PIP) und distale (DIP) Interphalangealgelenk sind Scharniergelenke mit nur einem Freiheitsgrad (Flexion und Extension). Im DIP ist die Extension (10°) sowie Flexion (90°) möglich, im PIP hingegen ist nur eine Flexion von 100° möglich. Die Fingergrundgelenke (Metakarpophalangealgelenk (MCP)) der Finger II-V sind morphologische Kugelgelenke mit drei Freiheitsgraden. Die Rotation ist aber durch Kollateralbänder eingeschränkt, somit besitzen die Fingergrundgelenke nur zwei Freiheitsgrade (Flexion/Extension und Abduktion/Adduktion) (10).

Im MCP sind die Bewegungen Extension (45°), Flexion (90°), Abduktion und Adduktion möglich. Die Achse für die Ab-/Adduktionsbewegung verläuft dorso-palmar durch die Mittelhandköpfchen der einzelnen Finger. Der Mittelfinger ist für die Bewegungsbezeichnung verantwortlich, somit werden alle Bewegungen zum

Mittelfinger hin als Adduktion und alle Bewegungen vom Mittelfinger weg als Abduktion bezeichnet (10).

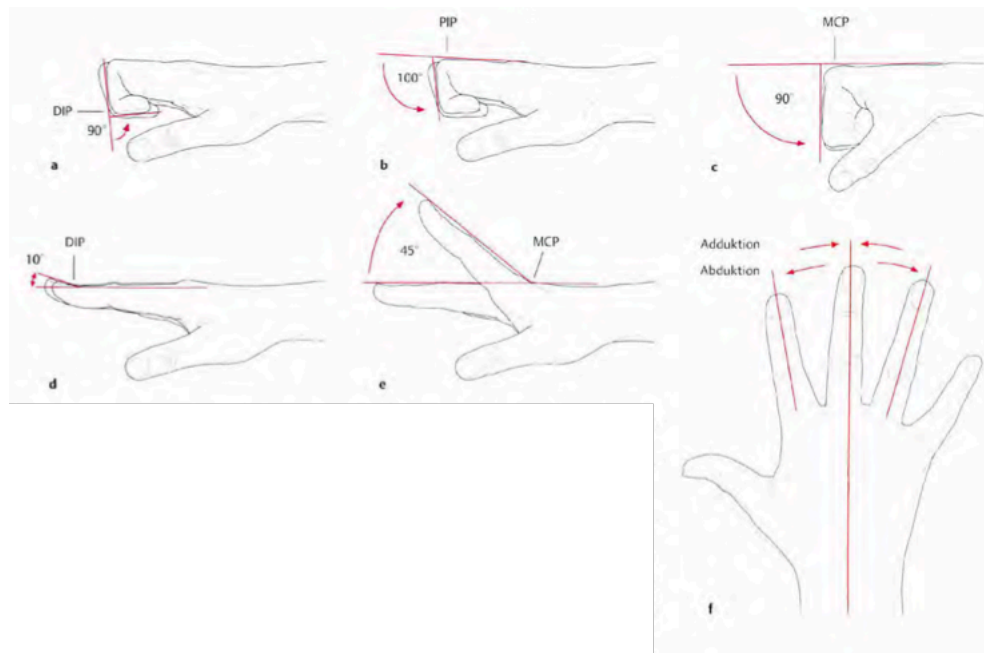


Abbildung 8: Bewegungen der Fingergelenke a.) Flexion im DIP b.) Flexion im PIP c.) Flexion im MCP d.) Extension im DIP e.) Extension im MCP f.) Ab- und Adduktion der Finger (10)

Bewegungsausmaße des Daumensattelgelenks:

Das Daumensattelgelenk befindet sich zwischen dem Os trapezium und dem Os metacarpale I und erlaubt folgende Bewegungen: Flexion/Extension, Abduktion/Adduktion und Opposition.

Die Ab- und Adduktionsachse verläuft dorso-palmar durch das Os trapezium. Die Achse für Extension und Flexion verläuft quer durch die Sattelschenkel des Os trapezium. Bei der Opposition erfolgt um eine axiale Längsachse durch den Os metacarpale I eine Rotationsbewegung. Die Oppositionsbewegung des Daumens ist eine Voraussetzung für die Greifbewegungen der Hand. (10).

Zu den Greifformen (Abbildung 9) der Hand zählen der Spitz-/Feingriff, der Breit-/Grobgriff, der Schlüssel-/Klemmgriff und der Hakengriff. Bei der klinischen Untersuchung der Hand wird ein Augenmerk auf eine mögliche Störung der Feinmotorik sowie der groben Kraft gelegt (10).

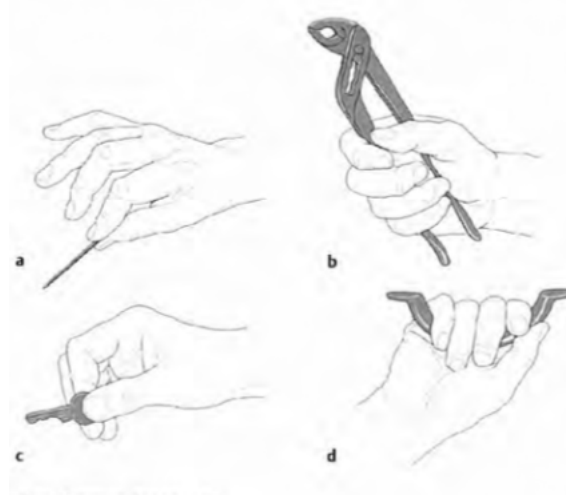


Abbildung 9: Greifformen der Hand a.) Spitzgriff b.) Grobgriff c.) Schlüsselgriff d.) Hackengriff (10)

1.1.3 Epidemiologie der oberen Extremität-Beeinträchtigungen

Verletzungen:

Traumatische Verletzungen der oberen Extremität sind für eine Vielzahl an PatientInnen verantwortlich, die eine Versorgung durch eine chirurgische Notaufnahme benötigen (1). Die Fraktur ist der häufigste Grund für eine Vorstellung in der chirurgischen Notaufnahme (11). Männer haben eine höhere Inzidenzrate als Frauen. 69,7% aller PatientInnen mit Verletzungen an der oberen Extremität sind Männer (1,12). Nach dem 30. Lebensjahr sinkt die Inzidenzrate bei Frauen, bei Männern allerdings erst ab dem 80. Lebensjahr (12).

Handverletzungen, die auf einen berufsbezogenen Unfall beruhen, führen in 50% der Fälle zu einer permanenten Beeinträchtigung. Verletzungen von wichtigen Strukturen wie Nerven oder Amputationen von Fingern führen bei einem Großteil der betroffenen PatientInnen dazu, dass ihren ursprünglichen Beruf nicht mehr ausführen können (1). Zu den häufigsten Verletzungen der Hand zählen offene Wunden an Fingern, geschlossene Frakturen an einer oder mehrerer Phalangen und Fingerprellungen (12). Andere Verletzungen sind Lacerationen, Zerrungen/Verstauchungen, Prellungen und Luxationen (11). Zu den meisten Verletzungen am Arm zählen Prellungen in der Schulterregion, die geschlossene Fraktur des Radius und Prellungen des Ellbogens. Die meisten PatientInnen verletzen sich nur an einer Stelle: entweder nur am Arm oder nur an der Hand (12).

Die meisten Unfälle passieren zu Hause, gefolgt von Verkehrs- und Arbeitsunfällen (1,11). Bei Heimunfällen ist das Handgelenk die häufigste Lokalisation, bei Verkehrs- und Arbeitsunfällen sind jedoch Verletzungen an den Fingern am häufigsten (1).

Die obere Extremität ist für die Interaktion mit der Umwelt und dem Ausdruck der eigenen Individualität unverzichtbar, daher kann eine Beeinträchtigung dieser schwerwiegende psychosoziale und ökonomische Auswirkungen haben (1).

Multiple Frakturen machen 1,3% aller Frakturen der oberen Extremität aus. Mehr als die Hälfte der multiplen Frakturen werden durch Stürze verursacht. Die häufigsten Frakturen sind die Fraktur der Ulna, des Radius und Frakturen des proximalen Humerus. Multiple Frakturen der oberen Extremität treten am häufigsten bei gestürzten Frauen in einer Altersspanne von 60-89 Jahren auf (13).

Zu den schweren Komplikationen einer Fraktur der oberen Extremität zählen die Nonunion und Malunion (14).

Nonunion/Malunion:

Knochenbrüche heilen meist ohne Probleme, jedoch besteht die Möglichkeit der Komplikationen, zu diesen zählt die Nichtvereinigung (Nonunion) des gebrochenen Knochens, die in 5 bis 10% aller Knochenbrüche auftreten kann. Von einer Nonunion spricht man, wenn die Fraktur nicht innerhalb von 9 Monaten verheilt ist und sich in drei aufeinanderfolgenden Monaten keine Heilungstendenzen abzeichnen. Die atrophische Nonunion ist durch eine Minderversorgung der Frakturstelle durch Blutgefäße und geringer Kallusbildung gekennzeichnet. Eine hypertrophe Nonunion hingegen wird durch eine unzureichende mechanische Stabilisierung verursacht. Sie besitzt im Gegensatz zur atrophischen Nonunion eine ausreichende Blutgefäßversorgung, die zu einer Kallusbildung führt, dennoch bleibt ein permanenter Frakturspalt bestehen (15).

Durch die Unterschiede der medizinischen Versorgung variieren die Inzidenz, die Diagnostik und Behandlung der Nonunion in der gesamten Welt. In der westlichen Welt gibt es durch die gute medizinische Versorgung eine niedrige

Inzidenz der Nonunion. In Regionen mit schlechter medizinischer Versorgung führen Behandlungen jedoch häufiger zu einer hohen Inzidenz an Nichtvereinigungen (16).

Unter einer Fehlheilung (Malunion) versteht man das Heilen einer Fraktur in falscher Position der Frakturteile (17). Durch die Malunion der Fraktur können unterschiedliche Folgebeschwerden wie Bewegungseinschränkungen, Schäden an Sehnen und Nerven (18), Kraftminderung und Schmerzen auftreten (19).

Die Fraktur des distalen Radius zählt mit 12% bis 17% zu den häufigsten Frakturen, die Malunion der distalen Radiusfraktur ist die häufigste Komplikation dieser Verletzung. Durch die Behandlung mittels Immobilisation und Gips steigt die Inzidenz bis auf 24% an (20).

Amputationen:

Die jährliche Inzidenz einer traumatischen Amputation der oberen Extremität liegt bei 3% der Bevölkerung (21). Dabei lassen sich zwei Altersgipfel identifizieren: zwischen dem 0. und 10. und dem 51. und 60. Lebensjahr. Die meisten Amputationen treten in der Gruppe zwischen 0 und 10 Jahren auf, die wenigsten Amputationen in der Altersgruppe über 80 Jahre (22). Männer erleiden dabei dreimal häufiger eine Amputation an der oberen Extremität als Frauen (21–23). Zu den häufigsten Amputationsmechanismen zählen Verletzungen durch (Kreis)Sägen (21,22) und Quetschungen (22,23), dahinter reihen sich Maschinen (z.B. Rasenmäher), das Messer und Verletzungen beim Kochen ein (22). Die Altersgruppe zwischen dem 51. und 60. Lebensjahr erfährt am häufigsten eine traumatische Amputation durch den Gebrauch von Werkzeugen (z.B. Säge) und Kinder bis zum 10. Lebensjahr durch Einklemmungen bzw. Quetschungen (z.B. durch eine Tür) (22).

Die Fingeramputation ist mit 98,7% aller Amputationen die häufigste der oberen Extremität (22,23). Die meisten Amputationen finden zu Hause, in der Schule, im öffentlichen Raum und in Sportstätten statt (22).

Amputationen der oberen Extremität treten seltener als Amputationen der unteren Extremität auf, da diese meist im Zusammenhang mit Mikro- oder

Makroangiopathien stehen, die in weiterer Folge durch die Minderdurchblutung der unteren Extremität öfters zu Amputationen führen. Jene Population, die eine Amputation der unteren Extremität erfährt, präsentiert sich älter als die der oberen Extremität (21).

Kongenitale Fehlbildungen:

Bei 21,5 - 23,5/10.000 (24,25) Lebendgeburten treten kongenitale Fehlbildungen an der oberen Extremität auf, wobei Differenzierungsanomalien (fehlende Differenzierung von Teilen) (24,26) am häufigsten auftreten, gefolgt von Duplikations- (Doppelbildungen) und Bildungsanomalien (Fehlende Bildung von Teilen) (2,24). Die obere Extremität ist dabei häufiger betroffen als die untere Extremität (27). Männliche Neugeborene (26,3/10.000) sind öfters von kongenitalen Fehlbildungen der oberen Extremität betroffen als weibliche Neugeborene (20,5/10.000) (25,26).

Die Polydaktylie (Bildung überzähliger Finger) (25,26) ist dabei die häufigste Fehlbildung, gefolgt von anderen Anomalien, der Syndaktylie (Verwachsung zweier benachbarter Finger) und der Teil-/Amputation der oberen Gliedmaßen. Seitenunterschied (rechte oder linke obere Extremität) hinsichtlich der Prävalenz von kongenitalen Fehlbildungen der oberen Extremität werden in der Literatur nicht beschrieben (26). Etwa ein Drittel der PatientInnen mit angeborener Fehlbildung der oberen Extremität weisen weitere kongenitale Fehlbildungen im Herzkreislaufsystem oder Verdauungstrakt auf (25).

1.1.4 Ätiologie

1.1.4.1 Trauma

Frakturen:

Frakturen der oberen Extremität sind häufig und betreffen alle Altersklassen. Bei jüngeren Erwachsenen werden die Frakturen durch ein Hochenergietrauma verursacht, bei älteren Erwachsenen hingegen entstehen Frakturen durch eine Kombination aus Osteoporose und stattgefundenen Stürzen. Nach einer Fraktur der oberen Extremität benötigen die PatientInnen zur Rehabilitation häufig eine

Physiotherapie, um Schmerzen zu lindern, den Bewegungsumfang und die Kraft zu verbessern und die Funktion wiederzuerlangen (28).

Die Clavicula-Fraktur ist die häufigste Fraktur (35%) im Schultergürtel und tritt am häufigsten an der Diaphyse auf, aber auch das proximale und distale Ende können betroffen sein (29–31). Diese Frakturen können durch ein Hochenergietrauma oder Stürze entstehen (30).

Scapula-Frakturen machen 3 bis 5% aller Schultergürtelbrüche aus und zählen somit nach der Clavicula- und proximalen Humerus-Fraktur zu den häufigsten im Schulterbereich (32). Diese Frakturen werden in extraartikuläre (Processus- (Coracoid, Acromion, Spina) und Körper-Frakturen) und intraartikuläre (Glenoid-) Frakturen eingeteilt (33). Hochenergie Trauma mit stumpfer Gewalteinwirkung sind ursächlich für Scapula-Frakturen. Direkte Krafteinwirkung kann in allen Regionen der Scapula Frakturen verursachen, während indirekte Kräfte (z.B. durch den Stoß des Humeruskopfes in das Glenoid) sowohl für Glenoid- und Scapula-Frakturen verantwortlich sind (34).

Traumata oder pathologische Frakturen sind ursächlich für Humerusfrakturen. Die pathologischen Frakturen sind häufig auf metastasierende Tumore zurückzuführen. Sind die Frakturen auf ein Trauma zurückzuführen, können sowohl hoch- als auch niedrigenergie Traumata zur Fraktur führen (35). Frakturen am Humerus treten typischerweise bei über 80-jährigen Menschen als Folge eines minimalen Traumas (z.B. Sturz) auf, bei jüngeren Erwachsenen sind Hochenergie-Traumata ursächlich für die Fraktur (36–38).

Frakturen des distalen Radius sind die häufigsten Frakturen (16% aller Frakturen), die in den Notaufnahmen vorstellig werden. Der häufigste Unfallmechanismus ist ein Sturz auf die ausgestreckte Hand. Die Radius-Fraktur wird unterteilt in die Colles-Fraktur (Verschiebung des Frakturfragments nach dorsal), Smith-Fraktur (Verschiebung des Frakturfragments nach volar), Barton-Fraktur (instabile und verschobene Gelenksfraktur mit Dislokation der Handwurzel und des artikulären Frakturfragments), *Die-punch*-Fraktur (Depressionsfraktur der

Fossa lunata) und Chaffeur-Fraktur (intraartikuläre Fraktur, die den Processus styloideus miteinschließt) (39).

Bei den Handwurzelknochen ist am häufigsten das Scaphoid (70%) von einer Fraktur betroffen, gefolgt vom Triquetrum (18,3%) und dem Trapezium (4,3). Die Scaphoidfraktur kann entweder durch einen Sturz auf das hyperextensierte Handgelenk oder durch eine axiale Kraft auf die geschlossene Faust entstehen. Dabei bricht es am häufigsten an der Taille (Übergang der proximalen zur distalen Hälfte) (39). Des Weiteren können Frakturen der Handwurzelknochen auch durch einen Abriss von Bandstrukturen entstehen, dann spricht man von sogenannten Avulsionsfrakturen (39).

Die Lunatum-Fraktur kommt zwar selten (3,9% aller Handwurzelknochenfrakturen) vor, mit ihr steigt aber das Risiko einen Morbus (Mb.) Kienböck (Lunatumnekrose) zu entwickeln (39).

Frakturen der Metakarpal- und Phalangealknochen zählen zu den häufigsten Frakturen der oberen Extremität, sie machen 10% aller oberen Extremitätenfrakturen aus. Mittelhandfrakturen kommen am häufigsten beim ersten und fünften Metakarpalknochen vor und können die Basis, den Schaft (transversale oder schräge Brüche), den Hals sowie den Kopf (intraartikulär) betreffen. Metakarpalknochenfrakturen entstehen durch eine axial wirkende Kraft auf die geballte Faust oder durch direktes Trauma (39). Bei den Phalangealbrüchen ist am häufigsten die distale Phalanx betroffen, diese Fraktur ist auch die häufigste Fraktur der Hand. An der distalen Phalanx können Brüche an der Tuberositas phalangis distalis (Quetschungen, Einklemmen in einer Tür), am Schaft und intraartikulär an der Basis (Avulsionsfraktur) auftreten. Frakturen der proximalen und mittleren Phalanx betreffen den Kopf (intraartikulär), den Hals, den Schaft sowie die Basis (39).

Nonunion:

Unter idealen Bedingungen heilen Knochenbrüche ohne Narbenbildung und die Form, Struktur und Funktion des Knochens werden vollständig wiederhergestellt. Von einer Nonunion spricht man, wenn ein gebrochener Knochen nicht in der erwarteten Zeit wieder verheilt oder der Knochen trotz seiner Regenerationsfähigkeit nicht ohne Intervention heilt. Die Ätiologie der Nonunion ist komplex und multifaktoriell. Eine Nonunion ist ein komplexes chronisches Krankheitsbild, das sich durch Schmerzen, funktionelle und psychosoziale Beeinträchtigungen präsentiert. Zu den Risikofaktoren eine Nonunion zu entwickeln, zählen komplexe Frakturen, lokale Infektionen, Alter, Geschlecht, Rauchen (Vasokonstriktion), Medikation (Nicht-steroidale Antirheumatika-Einnahme erhöht das Risiko einer Nonunion-Entwicklung), Komorbiditäten (z.B. Diabetes, Vitamin D-Mangel) und genetische Faktoren (16).

Malunion:

Unter einer Malunion versteht man eine Fraktur, die in einer klinisch inakzeptablen Position verheilt ist und es somit zu einer Deformität des Knochens oder einer Funktionsstörung kommt (17). Drei Szenarien werden als Ursprung der Malunion beschrieben: Probleme mit der initialen Reduktion und/oder mit der Frakturfixierung oder ein Stabilisierungsproblem der Fraktur. Alle 3 Szenarien können zu einer sekundären Dislokation führen. Diese Mechanismen können im Rahmen einer konservativen Behandlung oder einer internen Frakturfixierung zu einer Malunion führen (40).

Amputationen:

In der Schulterregion gibt es drei verschiedene Amputationslevel, dazu zählen die *Forequarter*-Amputation (Entfernung der Clavicula und allen davon distal gelegenen Strukturen), die Schulterexartikulation (Entfernung des Humerus aus dem Glenoid, Scapula wird erhalten) und die transumerale Amputation (auf jeglicher Höhe des Humerus).

Eine Amputation des Ellbogens ist die Ellbogenexartikulation, bei der Radius und Ulna vollständig vom Humerus getrennt werden.

Amputationen am Unterarm werden als transradiale Amputationen bezeichnet, je nach Höhe der Amputation und verbleibender Länge wird sie in sehr kurz, kurz, mittellang und lang eingeteilt.

Die Amputation auf Höhe des Handgelenks wird als Handgelenksexartikulation bezeichnet, dabei werden alle Handwurzelknochen und alle distal gelegenen Strukturen entfernt.

Amputationen der Finger können auf Höhe der proximalen, mittleren und distalen Phalanx erfolgen.

Zu den Indikationen einer Amputation zählen Trauma ohne Aussicht auf Rekonstruktion, unreparierbarer Verlust der Blutversorgung, maligner Tumor, Infektionen, kongenitale Fehlbildungen, Verbrennungen und Erfrierungen (41).

1.1.4.2 Kongenitale Fehlbildungen der oberen Extremität:

Im folgenden Abschnitt wird ein Überblick über kongenitale Fehlbildungen der oberen Extremität gegeben und die wichtigsten Fehlbildungen kurz beschrieben.

Fehlende Bildung von Teilen:

Bei der fehlenden Bildung von Teilen wird zwischen longitudinalen und transversalen Defekten unterschieden (2,42). Der transversale Defekt präsentiert sich als Abbruch der Extremitätenanlage auf Höhe des Arms, Unterarms, Handgelenks, der Hand oder Finger. Der so entstandene Stumpf ist in der Regel ein wenig aufgetrieben und gut gepolstert. Rudimentäre Finger sind bei distalen Defekten üblich. Bei transversalen Defekten kommt es auch zu einer Hypoplasie (Unterentwicklung) der proximal gelegenen Muskulatur.

Longitudinale Defekte (Abbildung 10) betreffen den kompletten Unterarm oder lediglich Veränderungen des radialen (radiale Klumphand), zentralen (Spalthand) oder ulnaren Anteils (ulnare Klumphand) (2).



Abbildung 10: Kind mit ulnarem longitudinalem Defekt der rechten Hand (24)

Fehlende Differenzierung von Teilen:

Bei fehlender Differenzierung von Teilen sind zwar die basalen Untereinheiten entwickelt, jedoch sind sie nicht komplett ausdifferenziert. Zu dieser Gruppe zählen Synostosen (knöcherne Verbindung zweier Knochen), Luxation des Radiusköpfchens, Synphalangie (Fusion zweier Phalangen) und die Syndaktylie (Zusammenwachsen von Fingern oder Zehen) (2).

Unter der Syndaktylie (Abbildung 11) versteht man zusammengewachsene Finger. Hierbei handelt es sich um eine der häufigsten kongenitalen Fehlbildungen der Hände und Füße (42,43). An der Hand ist am häufigsten der dritte (in 45% der Fälle) und am Fuß der zweite Interdigitalraum betroffen (43). Die Ursache der Syndaktylie ist die fehlende Apoptose im mesodermalen Gewebe zwischen den Fingern oder Zehen während der Embryonalentwicklung (42). Die Syndaktylie wird in vollständig oder unvollständig eingeteilt: Vollständig bedeutet, dass die Finger inklusive der Fingerspitzen zusammengewachsen sind. Bei unvollständigen Syndaktylien wachsen die Finger nur teilweise zusammen. Auch eine Einteilung nach beteiligten Geweben ist möglich: Wenn nur die Haut betroffen ist, spricht man von einer einfachen Syndaktylie. Sind jedoch Knochen mitbeteiligt, spricht man von einer komplexen Syndaktylie (42,43).

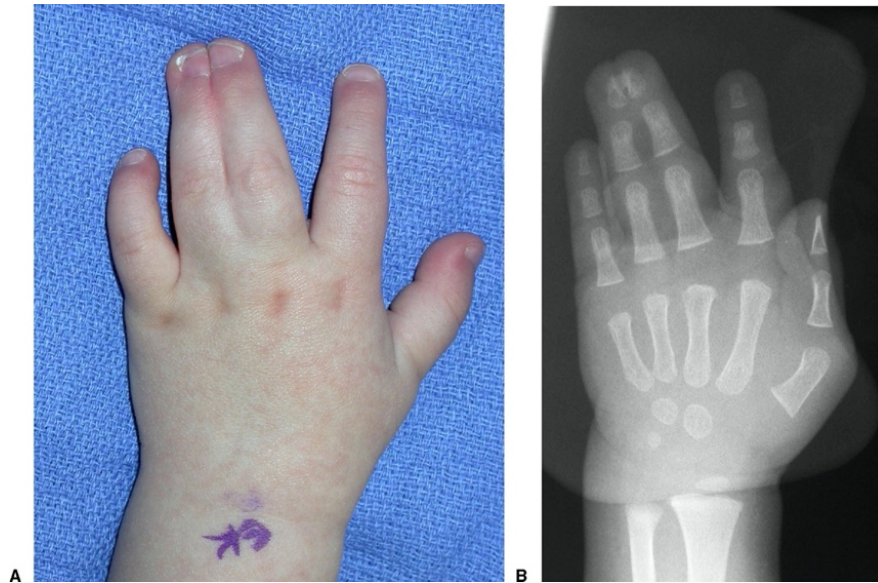


Abbildung 11: einfache Syndaktylie (Fusion des Mittel- und Ringfingers) der linken Hand **(A)** mit zusätzlicher Röntgenaufnahme **(B)** (24)

Duplikationen:

Duplikationen als kongenitale Fehlbildungen resultieren aus einer teilweisen Trennung der ektodermalen Klappe in einem sehr frühen Entwicklungsstadium, es kommt somit zu einer Absplitterung vom originalen Teil.

Zu dieser Gruppe zählt unter anderem die Polydaktylie (Abbildung 12). Am häufigsten sind der Daumen und der Kleinfinger von einer Polydaktylie betroffen, generell kann jeder Finger von einer Duplikation betroffen sein (2).

Die Polydaktylie zählt mit der Syndaktylie zu den häufigsten kongenitalen Fehlbildungen der Hand. Sie präsentiert sich durch zusätzliche Finger an der radialen (präaxial), ulnaren (postaxial) Seite der Hand oder zentral. Am häufigsten ist die ulnare Hand betroffen, die zentrale Polydaktylie tritt jedoch am seltensten auf (44).



Abbildung 12: Polydaktylie der rechten Hand (42)

Gigantismus:

Als Gigantismus beschreibt man hier den übermäßigen Größenwachstum von Teilen oder des ganzen Arms. Einerseits kann es durch eine gesteigerte Wachstumstendenz der Knochen mit normalem Weichteilwachstum sein oder andererseits durch eine exzessive Vergrößerung durch Hyperplasie des Fettgewebes, Lymphangiomen oder Hämangiomen. Beim Gigantismus von Fingern (Makrodaktylie) ist dieser am stärksten in der Peripherie ausgebildet (2).

Hypoplasie:

Unter einer Hypoplasie versteht man die fehlerhafte oder fehlende Entwicklung von Teilen einer Extremität. Alle zu klein angelegten Anteile des Skeletts sowie des Weichteilmantels werden als Hypoplasie beschrieben.

Minderwachstum der Finger treten oft mit anderen kongenitalen Fehlbildungen (radiale Klumphand, Syndaktylie oder auch Makrodaktylie) auf (2).

Die Symbrachydaktylie (Abbildung 13) ist eine Kombination aus kurzen, zusammenhängenden Fingern, die unterschiedlich ausgebildet sind. Manchmal sind die Finger nur rudimentär ausgebildet und werden dann als *Nubbins* bezeichnet (42).



Abbildung 13: Symbrychydaktylie mit den rudimentären Fingern (*Nubbins*) (45)

Schnürringsyndrome:

Unter dem Amnion-Band-Syndrom werden, ähnlich wie bei der Symbrychydaktylie, verschiedene Deformitäten mit gemeinsamem Ursprung zusammengefasst: Amputations-ähnliche Fingerdefekte, Konstriktionsringe oder halbrunde Einschnürungen, lymphomatöse Weichteilschwellungen und Syndaktylie (43).

Diese Konstriktionsbänder treten aber nicht nur an Fingern und Zehen auf, sondern auch in der Mittelhand, an Unter- und Oberarmen oder Beinen. Der Hauptunterschied zwischen der Symbrychydaktylie und dem Amnion-Band-Syndrom ist das Vorhandensein der Fingerknochen, die bei der Symbrychydaktylie ganz fehlen (43).

Generalisierte Skelettdeformitäten:

Hierzu zählen Defekte, die sich gemeinsam mit einer generalisierten muskuloskelettalen Anomalie entwickelt haben, das beinhaltet auch chromosomale Abweichungen (2).

1.1.4.3 Tumore

In diesem Abschnitt werden die häufigsten Knochentumore kurz zusammengefasst.

Riesenzelltumor:

Der Riesenzelltumor ist ein gutartiger, primärer Knochentumor mit einer hohen Rezidivneigung nach lokaler Kürettage. Dieser Tumor macht etwa 15-20% aller gutartigen Knochentumore und etwa 4-5% aller Knochentumore aus (3). Der Tumor wird aufgrund seiner reaktiven mehrkernigen Riesenzellen, die unter dem Mikroskop sichtbar sind, als Riesenzelltumor bezeichnet. Dieser Tumor kann an jeder Stelle des Skeletts auftreten, typischerweise in Metaphysen langer Knochen mit Ausdehnung in die Epiphyse (3). In 50% tritt der Riesenzelltumor in der Knieregion auf, aber auch der distale Radius und proximale Humerus können davon betroffen sein (46).

Zwischen dem 20. und 45. Lebensjahr tritt der Tumor am häufigsten auf und hat seinen Altersgipfel in der dritten Lebensdekade (3,46). Zu den häufigsten Symptomen des Riesenzelltumors zählen Schmerzen, Schwellungen, Bewegungseinschränkungen des betroffenen Gelenkes oder eine pathologische Fraktur (3,46).

Zur pathologischen Fraktur kommt es, wenn die Kortikalis von gewichtstragenden Knochen durch den Riesenzelltumor ausgedünnt wird. Die Diagnosestellung erfolgt mittels Biopsie (3). Der Riesenzelltumor wird mit Hilfe der Campanacci-Klassifikation (Tabelle 1) in 3 Gruppen eingeteilt (3).

Campanacci-Klassifikation

<i>Campanacci I</i>	Läsion bleibt im Knochen, Kortikalis bleibt unberührt.
<i>Campanacci II</i>	Läsionen führen zu einer Ausweitung der Kortikalis, aber zu keiner Perforation dieser.
<i>Campanacci III</i>	Läsionen mit Perforation der Kortikalis mit Ausdehnung auf das Weichteilgewebe.

Tabelle 1: Campanacci-Klassifikation des Riesenzelltumors (3)

Osteosarkom:

Das Osteosarkom ist der häufigste primäre maligne Knochentumor und besitzt in Europa eine jährliche Inzidenz von zwei bis fünf PatientInnen pro 1.000.000 EinwohnerInnen. Überwiegend sind Jugendliche betroffen, in 60% sind Jungen betroffen. Prädilektionsorte des Osteosarkoms sind distales Femur, proximale Tibia, proximaler Humerus sowie Ober- und Unterkiefer. Typisch für das Osteosarkom sind belastungsunabhängige Schmerzen des betroffenen Knochens, die auf keine Therapie reagieren. Die 5-Jahres-Überlebensrate liegt nach chirurgischer Resektion bei 1 bis 15%, durch zusätzliche Chemotherapie steigt sie auf etwa 70% an (46).

Chondrosarkom:

Das Chondrosarkom ist nach dem Osteosarkom der zweithäufigste Knochentumor (46,47). Er tritt vor allem im Erwachsenenalter auf und seine Häufigkeit steigt bis zu einem Altersgipfel in der sechsten Lebensdekade an. Zu den Leitsymptomen zählen Schmerzen, die nicht besonders ausgeprägt sind. Gut differenzierte Osteosarkome werden daher auch erst sehr spät entdeckt. Nach chirurgischer Resektion treten häufig Lokalrezidive auf (46).

1.1.5 Konventionelle Behandlungsmöglichkeiten

1.1.5.1 Frakturen:

Konservative Therapie:

Die konservative Therapie kommt bei nicht dislozierten, stabilen Frakturen zum Einsatz. Bei Frakturen der Handwurzel können neben stabilen unverschobenen Frakturen auch knöcherne Bandausrisse konservativ behandelt werden, auch gering dislozierte Fingerfrakturen lassen sich konservativ behandeln. Bei konservativen Behandlungsansätzen wird der betroffene Knochen durch Gips oder Schienen ruhiggestellt und regelmäßig klinische sowie radiologische Kontrollen zur Beurteilung des Heilungsverlaufs durchgeführt (48).

Operative Therapie:

- Kirschner-Drahtosteosynthese: Diese Form der Osteosynthese eignet sich besonders zur Behandlung einfacher Zweifragmentfrakturen bei jüngeren PatientInnen. Bei älteren PatientInnen mit geringerer Knochendichte ist dieses Verfahren jedoch nicht empfohlen, da häufig eine Auswanderung der Drähte oder eine Dislokation beobachtet wird. Besteht die Fraktur aus mehreren Fragmenten werden zur Versorgung Cerclagen und Zuggurtungsosteosynthesen eingesetzt.
- Osteosyntheseplatten werden bei Zwei- bis Vierfragmentfrakturen verwendet, dafür eignen sich Großfragment-T- oder Kleeblattplatten. Komplexe Frakturen sollten mit zwei Platten versorgt werden. Das Ziel der Osteosyntheseplatten ist die exakte anatomische Reposition und die übungsstabile Osteosynthese zur frühfunktionellen Nachbehandlung (48).
- Marknagelosteosynthesen werden bei Frakturen von langen Röhrenknochen verwendet, z.B. Fraktur des proximalen Humerus oder des Humerusschafts. Dabei wird ein Marknagel in die Knochenmarkhöhle eingebracht und mit Verriegelungsschrauben fixiert (48).

Handfrakturen lassen sich konservativ als auch operativ gut behandeln. Die konservative Ruhigstellung (Schiene, Gips) des betroffenen, anatomischen Gebiets bringt allerdings auch gewisse Risiken mit sich, wie z.B. Druckstellen, Steifheit oder auch in wenigen Fällen Kompartmentsyndrome.

Eine chirurgische Therapie ist indiziert, wenn eine anderweitige Reponierung nicht möglich ist, sowie bei offenen Brüchen mit Verletzungen von Nerven, Gefäßen und Weichteilen (49).

1.1.5.2 Nonunion:

Die erfolgreiche Nonunion-Behandlung hängt von der Art der Nonunion ab und erfordert in weiterer Folge eine optimale Frakturstabilisierung, außerdem muss sie die Gefäßversorgung schützen. Die Frakturstabilisierung kann durch den zusätzlichen Gebrauch von Knochentransplantaten, Biomaterialien, Biologika oder Zellen unterstützt werden. Je nach Nonunion-Typ werden unterschiedliche chirurgische Ansätze gewählt. Die hypertrophe Nonunion wird mit einer

Frakturstabilisierung mit Neutralisierung der Belastung therapiert. Die atrophische Nonunion hingegen wird mit einem Knochentransplantat stabilisiert (16).

1.1.5.3 Malunion:

Die beste Behandlung der Malunion ist deren Prävention. Die Bildung einer Malunion impliziert ein Problem bei der initialen Analyse der Fraktur, der Beschreibung der Frakturlinien, sowie der Verschiebung der Fragmente oder ein technisches Problem bei der Durchführung der Fixierung oder ein Problem der Knochenheilung aufgrund einer schlechten Fixierung oder einer Osteoporose (40).

1.1.5.4 Kongenitale Fehlbildungen:

Syndaktylie:

Der Zeitpunkt der Syndaktylie-Trennung wird im Einzelfall festgelegt und hängt davon ab, welche Finger betroffen sind, sowie von Umfang und Komplexität. Sollten mehrere Eingriffe nötig sein, müssen diese durchgeführt werden, bevor das Kind das Schulalter erreicht hat (50). Die Operation sollte so früh wie möglich durchgeführt werden, um ein normales Wachstum zu ermöglichen, aber so spät wie möglich, um Komplikation zu vermeiden. Findet die Operation vor dem 12. Lebensmonat statt, steigt die Inzidenz von Narbenkontrakturen.

Wartet man jedoch zu lange, kann es zu einem asymmetrischen Wachstum der betroffenen Finger und somit zu einer Abwinkelung der Gelenke kommen. Sind mehrere Finger miteinander verwachsen, sollte immer nur eine Seite getrennt werden, bei gleichzeitiger Trennung beider Seiten kann es zu neurovaskulären Verletzungen kommen (51).

Bei der Syndaktylie-Trennung muss man zwischen Operationen mit und ohne *Skin grafting* (Hauttransplantat) unterscheiden. Bei Trennungen mit *Skin grafting* werden unter anderem die Techniken *Reverse W-M-flap*, *M-V-flap*, *dorsal omega flap* oder *V-Y and rectangular flap combination* verwendet. Zu den Techniken ohne Hauttransplantat zählen *trilobed flap*, *dancing girl flap*, *V-M plasty* oder *three-square flap* (51).

Polydaktylie:

Die Therapie von postaxialen Duplikationen richtet sich nach dem Entwicklungsstand des überzähligen Fingers, vor allem danach, ob der zusätzliche Finger nur über Weichteile oder Knochen befestigt ist. Sollte der zusätzliche Finger nur durch eine Weichteilbrücke verbunden sein, kann er durch eine Ligatur oder eine chirurgische Exzision entfernt werden. Bestehen aber knöchernen Verbindungen muss der Finger durch eine chirurgische Exzision entfernt werden. Die Exzision richtet sich nach der Lage (Gelenk, Schaft eines Fingerglieds oder Mittelhandknochen) der knöchernen Verbindung, da sich danach die erforderliche Rekonstruktion des zurückliegenden Fingers richtet.

Zu den Rekonstruktionen gehören insbesondere die Korrekturosteotomie, Rekonstruktion der MCP-Gelenkscapsel oder ein Transfer der Hypothenarmuskulatur (44).

Bei einer Daumenduplikation (präaxiale Polydaktylie) ist der häufigste chirurgische Ansatz die Exzision des weniger gut entwickelten Fingers und die Rekonstruktion des Daumens, dabei wird häufig der ulnare Daumen erhalten und der radiale exziiert, da dieser meist unterentwickelt ist. Darüber hinaus bleibt auch das ulnare Kollateralband erhalten, das für die Greiffunktion wichtig ist (44).

1.1.5.5 Tumore:

Riesenzelltumor:

Die komplette Entfernung des Riesenzelltumors ist derzeit die einzige kurative Behandlung des Riesenzelltumors. Sie kann von der Kürettage der Läsion mit adjuvanter Therapie bis hin zur großflächigen Exzision reichen. Um die Art der Operation zu bestimmen, werden die Lage des Tumors und die Campanacci-Klassifikation herangezogen. Riesenzelltumore vom Campanacci-Grad I oder II werden mittels Kürettage und adjuvanter Therapie therapiert (3).

Die alleinige Kürettage ohne zusätzliche Maßnahmen wie Kryochirurgie oder Phenolinstallation ist mit einer sehr hohen Rezidivrate verbunden (46). Bei Campanacci-Grad-III-Tumoren werden aufgrund ihres hohen Rezidivrisikos mit einer großflächigen Exzision behandelt. Da sich die meisten Riesenzelltumore bis

in die Epiphyse ausdehnen können, bedarf es nach einer großflächigen Exzision in der Regel eine endoprothetische Gelenksrekonstruktion (3).

Osteosarkom:

Ziel der Osteosarkom-Chirurgie ist die vollständige Entfernung des Tumors, dabei muss der Tumor bei der Exzision rundherum von gesundem Gewebe umgeben sein. Durch den Fortschritt der Bildgebung, Medizintechnik und präoperativen Chemotherapie werden weniger Amputationen und mehr gliedmaßerhaltende Operationen durchgeführt. Die Behandlungsoptionen für die Rekonstruktion nach der gliedmaßerhaltenden Operation sind Endoprothesen, biologische Rekonstruktionen oder eine Kombination aus beiden. Die Operation von Sarkomen am Achsenskelett stellen eine besondere Herausforderung dar, da sowohl Lokalrezidive wie auch Komplikationen nach der Rekonstruktion häufig sind (52).

Chondrosarkom:

Da Chondrosarkome im Allgemeinen unempfindlich gegenüber Chemo- und Strahlentherapie sind, ist die chirurgische Therapie die erste Wahl bei Chondrosarkomen. Bei hochgradigen Chondrosarkomen kommt es nach der Resektion zu Lokalrezidiven und Fernmetastasen. Zur Verhinderung dieser wird für die kurative Behandlung eine großräumige Exzision empfohlen, die jedoch zu Funktionsstörungen führen kann (53).

1.1.6 Limitationen der konventionellen Behandlungsmöglichkeiten

Frakturen, Malunionen und Nonunionen:

Ellbogenfrakturen gehören zu den am schwierigsten zu behandelnden Frakturen, dies ist auf die komplexe Anatomie, kleine Frakturfragmente und die begrenzte Menge an subchondralem Knochen zurückzuführen. Dabei sind eine frühzeitige Rekonstruktion der Gelenksflächen, eine stabile interne Fixierung und frühzeitige Belastung des Knochen Schlüsselfaktoren für erfolgreiche Ergebnisse (54). Durch mangelhafte Behandlung können Komplikationen wie chronische Schmerzen, schlechte Gelenkfunktion bis zum dauerhaften Funktionsverlust, Nonunion und Deformitäten entstehen (54,55). Daher sind präzise und vor allem individualisierte Operationen für die Frakturfixierung von großer Bedeutung (54).

Bei intraartikulären Frakturen des distalen Radius ist zwar die volare Verplattung zur besten Behandlung geworden, aber diese volaren Osteosyntheseplatten können allein keine Fragmente stabilisieren, da diese zu distal liegen und nicht mit größeren Fragmenten verbunden sind. Durch Kirschner-Drähte werden kleine Fragmente zwar stabilisiert, aber nicht fixiert. Die Kombination aus Osteosyntheseplatten und Kirschner-Drähten ist eine gute Behandlung für distale Radiusfrakturen, jedoch ist eine genaue präoperative Planung zur Identifizierung und Fixierung der Fragmente erforderlich.

Anhand eines 3D-Modells können ChirurgInnen die präoperative Planung und Simulation der Operation optimieren, was dazu beiträgt, operative Komplikationen zu reduzieren und eine erfolgreiche Operation zu gewährleisten (56).

Bei der chirurgischen Behandlung der distalen Radiusfraktur ist das Endergebnis aufgrund von Komplikation wie Malunion, Subluxation und spätem Frakturkollaps nicht zufriedenstellend (57).

Wird eine Fraktur des distalen Radius durch geschlossene Reposition und Gips behandelt, ist die Malunion die häufigste Komplikation (58). Als Folge der Malunion klagen PatientInnen über Schmerzen im Handgelenk, eingeschränkte Bewegung, verminderte Kraft, schmerzhafter Instabilität im Radioulnargelenk und/oder späte Neuropathie (58,59).

Die darauf durchgeführten Osteotomien sind komplex und haben eine Restdeformationsrate zwischen 38% und 60%, auch wenn sie von erfahrenen ChirurgInnen durchgeführt werden. Die dreidimensionale Deformität des Radius kann durch eine zweidimensionale Bildgebung nicht genau dargestellt werden (58).

Medizinische Produkte:

Der Einsatz von Handgelenksorthesen bei Überbelastungssyndromen ermöglicht die ungehinderte Fortsetzung der Arbeit und Meisterung des alltäglichen Lebens. Massenproduzierte Orthesen sind im Vergleich zu individuell angefertigten Orthesen jedoch von geringer Qualität, sperrig und unbequem zu tragen. Die

Produktion individuell angepasster Orthesen benötigt viel Zeit und ist teuer. 3D-gedruckte Orthesen hingegen werden individuell angepasst, in kürzerer Zeit hergestellt und sind kostengünstiger (60).

Standardisierte Implantate sind leicht im Handel erhältlich, erfüllen die Anforderungen der meisten chirurgischen Verfahren, aber sie können nicht in allen Fällen angewendet werden. Die Therapie mit individuell angepassten Produkten benötigen vor allem PatientInnen, die hinsichtlich der Größe oder aufgrund von krankheitsspezifischen Anforderungen außerhalb des Standardbereichs der Produkte liegen oder ein verbessertes chirurgisches Endergebnis durch Anpassung an die individuelle Anatomie zu erwarten ist (4).

Prothesen:

Kongenitale Fehlbildungen, die in einer (Teil-)Amputation der oberen Extremität münden, werden durch Prothesen behandelt, ob allerdings ein Kind eine Prothese erhält, hängt vom Zugang zu einer Prothese, der Art der Prothese, der Art des Amputationsstumpfes und sozioökonomischen Faktoren ab (61).

Prothesen der oberen Extremität haben bei Kindern eine Ablehnungsrate zwischen 30% und 50%, liegt die Amputation unterhalb des Handgelenks ist sie sogar noch höher. Kinder lehnen Prothesen aufgrund von eingeschränkter Funktion, unbequemer Passform, zu hohem Gewicht oder unattraktivem Aussehen ab (62). Viele Kinder mit kongenitalen Fehlbildungen der oberen Extremität finden es einfacher, Aufgaben ohne Prothesen zu lösen.

Daneben sind die Produktionskosten für Prothesen enorm: eine körperbetriebene Prothese kostet zwischen 4.000\$ und 8.000\$, myoelektrische Prothesen sogar zwischen 25.000\$ und 50.000\$ (62).

Alternative zur konventionellen Therapie:

Mit Hilfe des dreidimensionalen Drucks können maßgeschneiderte und patienten-spezifische Produkte (anatomische Modelle, medizinische Produkte) mit hoher Komplexität hergestellt werden. Nebenbei ermöglicht der 3D-Druck die

Herstellung medizinischer Produkte auf Abruf, diese können hausintern gedruckt werden, was den 3D-Druck auch für entlegene Gebiete attraktiv macht (5).

1.2 3D-Druck

In diesem Kapitel wird der 3D-Druck genauer erläutert und dessen Anwendungen in der Medizin und der Chirurgie der oberen Extremität beschrieben.

1.2.1 Prozess der Bildgebung zum 3D-Modell

Medizinischer 3D-Druck der menschlichen Anatomie beginnt mit der Gewinnung von Bilddaten. Die Herstellung eines 3D-gedruckten Modells durchläuft eine Reihe von Schritten, die eine Mischung aus medizinischer Bildgebung, Bildnachbearbeitung und industrieller Herstellung ist (63). Die Bildnachbearbeitung von *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM)-Bilddaten ist ein wichtiger und wesentlicher Prozess bei der Herstellung von patienten-spezifischen 3D-gedruckten Modellen. Dieser Arbeitsschritt unterscheidet sich wesentlich von anderen Bildnachbearbeitungen, da man hier Dateiformate erzeugen muss, die für 3D-Drucker geeignet sind. Aus dieser Datei wird dann mithilfe des 3D-Druckers ein greifbares Objekt gedruckt (63). *Additive manufacturing* (AM), *rapid prototyping* (RP) und *additive fabrication* (AF) sind Synonyme für den 3D-Druck (63,64). Die gewonnenen DICOM-Bilddateien können nicht direkt für den 3D-Druck verwendet werden, sie müssen durch verschiedene Schritte bearbeitet und für den 3D-Drucker lesbar gemacht werden (63,64). Zu den Schritten gehören die Bildsegmentation (*image segmentation*), die Herstellung der STL-Datei (*standard tessellation language*) und das *computer-aided design* (CAD) (63).

Der Prozess von der Bildgebung bis zum 3D-Druck besteht aus drei Teilen: Bilderfassung (*image acquisition*), Bildnachbearbeitung (*image postprocessing*) und 3D-Druck (64).

Image acquisition:

Die Genauigkeit eines 3D-Modells hängt von der Bildgebungsqualität ab, eine qualitativ hochwertige Bildgebung ist somit eine Voraussetzung für genaue 3D-Modelle (65). Ein medizinisches 3D-Modell kann aus jeglicher Bildgebung, die zwischen Geweben differenziert und einen ausreichenden Kontrast zwischen ihnen liefert, erstellt werden (64,65). Die Bilddaten können aus verschiedenen Bildgebungen, wie z.B. der Computertomografie (CT) und der Magnetresonanztomografie (MRT), gewonnen werden (63,64). Positron-Emissions-Tomografie (PET), Single-Photonen-Emissions-Computertomografie (SPECT) und Ultraschall werden auch zur Bilderfassung verwendet (4). Bilder von Computertomografen werden aufgrund des großen Anwendungsspektrums am häufigsten verwendet und die Bildnachbearbeitung der CT-Bilder ist einfach (64,65). Das MRT hat wiederum den Vorteil, dass die PatientInnen keiner Strahlenbelastung ausgesetzt werden (66). Bildquerschnitte sollten idealerweise mit isotropen Voxel (volumetrisches Element/*volumetric element*) (Abbildung 14) von 1,25 Millimeter (mm) oder weniger konstruiert werden (64). Isotrop bedeutet, dass die Voxel in den drei Ebenen die gleiche Größe besitzen. Die Dimensionen in der x- und y-Achse sind durch das CT vorgegeben, aber die z-Achse (Schnittbreite) ist einstellbar. Die Voxel sollten in einem Bereich von 0,25mm bis 1,25mm liegen (65). Dickere Schnitte beeinträchtigen die Modellgenauigkeit und dünnere Schnitte wiederum erfordern eine aufwändigere Segmentierung und Nachbearbeitung (63–65). Die optimale Voxel-Größe hängt jedoch von der jeweiligen Anatomie oder Pathologie ab. Orbitaböden erfordern z.B. dünnere Voxel als Herzgewebe (64,65).

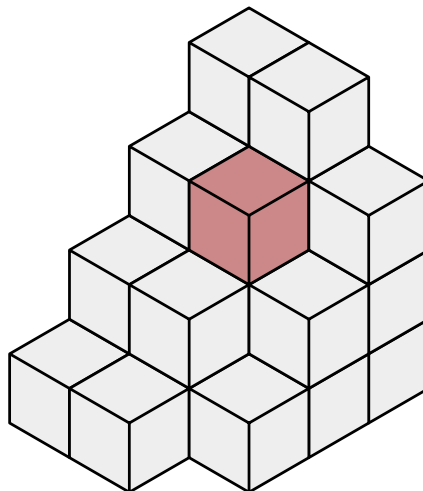


Abbildung 14: Hervorgehobenes Voxel (rot) in einer Menge gestapelter Voxel (67)

Image postprocessing:

Nach der Aufnahme werden die Bilder als DICOM-Dateien gespeichert. Um die Dateien für den 3D-Drucker lesbar zu machen, können die DICOM-Dateien mit Softwarepaketen wie MeVisLab (Mevis Medical Solutions, Bremen, Deutschland) oder Mimics (Materialise, Leuven, Belgien) nachbearbeitet werden (65). Diese erlauben die Segmentierung und Isolierung gewünschter Strukturen mit automatischen, halbautomatischen und manuellen Techniken, wobei die jeweilige Struktur bestimmt, welche Technik benutzt wird (63–65).

Die Segmentierung ist der erste Schritt nach der Bildgebung (63). Die Bearbeitung der gewonnenen DICOM-Bilder erfordert eine genaue Segmentierung des gewünschten Gewebes, indem um das Gewebe herum *regions of interest* (ROI) angelegt und dann die STL-Darstellung anhand der ROIs definierten Oberfläche verfeinert werden (64). Die Schwellenwertbildung (*thresholding*) für Voxel-Intensitätswerte wird üblicherweise bei der Segmentierung von Regionen angewendet, die sich in ihrer Intensität gleichmäßig vom umgebenden Gewebe unterscheiden, wie es z.B. beim Knochen der Fall ist (66).

Das 3D-Modell kann anhand der ROIs generiert werden. Nach der Bearbeitung wird die Kontur des 3D-Modells mithilfe einer CAD-Software in eine Serie von Polygonen transformiert, typischerweise in Dreiecken, deren Anzahl mit der Auflösung des Modells korreliert (66). Eine zu geringe Anzahl beeinträchtigt die anatomischen Merkmale des Modells und eine zu hohe Anzahl der Polygone führt hingegen zu einer Rauheit des Modells, wenn die segmentierte Oberfläche nicht glatt ist (63).

Nach der Bearbeitung und Umwandlung der DICOM-Bilder in das STL-Dateiformat, kann das 3D-Modell gedruckt werden (66).

3D-Druck:

Die verschiedenen 3D-Drucktechniken und ihre Abläufe werden im nächsten Kapitel (3D-Drucktechnologien) genauer beschrieben.

1.2.2 3D-Drucktechnologien

In den derzeit geltenden Klassifikationen gibt es mittlerweile fünf verschiedene Techniken des 3D-Drucks. Dazu zählen *Vat-Photopolymerization*, *Material Jetting*, *Material Extrusion*, *Binder Jetting* und *Powder Bed Fusion* (63).

Im folgenden Abschnitt werden die Prozesse, sowie Vor- und Nachteile der einzelnen Techniken erläutert.

1.2.2.1 Vat-Photopolymerization:

Bei der *Vat-Photopolymerization* wird mit Licht einer bestimmten Wellenlänge flüssiges Kunstharz polymerisiert und somit ausgehärtet. Zu dieser Technologie zählen die Stereolithografie (SLA) und *digital light processing* (DLP) (5,63). Die SLA ist die erste 3D-Druck-Technologie und wurde 1986 von Chuck Hull erfunden (5,68).

Der 3D-Drucker dieser Technik besteht aus drei Hauptkomponenten: eine Lichtquelle, ein Behälter mit flüssigem Kunstharz und ein Steuerungssystem (5,63,68).

Die Lichtquelle produziert Licht mit bestimmter Wellenlänge, in der Regel Ultraviolett (UV)-A oder -B. Das flüssige Kunstharz im Behälter beruht auf der Basis von Epoxid oder Acryl, das Mono- und Oligomere beinhaltet. Das Steuerungssystem richtet die Lichtquelle so aus, dass nur für das Objekt essenzielle Bereiche bestrahlt werden.

Das Aushärten des Kunstharzes beruht auf einer chemischen Reaktion, die durch Bestrahlung ausgelöst wird: Die Mono- und Oligomere polymerisieren und das Harz wird fest. Das Harz wird Schicht für Schicht ausgehärtet, indem die Lichtquelle nur jene Bereiche bestrahlt, die dem Querschnitt des gewünschten Objekts entsprechen. Hierbei werden die Schichten nicht vollständig ausgehärtet, damit sich die einzelnen Schichten untereinander verbinden können. Die vollständige Polymerisation findet später statt. Ist die beleuchtete Schicht stabil, senkt oder hebt sich je nach Druckermodell die Druckplatte um eine Schichtbreite, sodass die bereits polymerisierte Schicht wieder von flüssigem Harz bedeckt ist. Nach dem Druck der letzten Schicht wird das Kunstharz abgelassen, somit bleibt nur das gedruckte Modell im Behälter bestehen. Das gedruckte Objekt kann nun mit

Alkohol oder einem anderen Lösungsmittel gereinigt werden. Gibt es zusätzliche Stützstrukturen, die z.B. das Drucken von überhängenden Strukturen ermöglichen, müssen diese entfernt werden (63).

Als letzter Arbeitsschritt wird das frisch gedruckte 3D-Modell in eine UV-Kammer gestellt, hier findet nun die endgültige Polymerisation statt. Zur Nachbearbeitung kann das Modell z.B. noch geschliffen oder mit einer UV-beständigen Versiegelung versehen werden (63).

DLP (Abbildung 15) und SLA (Abbildung 16) unterscheiden sich hauptsächlich in der Lichtquelle und ihrer Steuerung (5,63). Bei der SLA besteht die Lichtquelle aus einem Laser, der mit Hilfe von Spiegeln auf das Harz ausgerichtet wird. Diese Spiegel gewähren eine durchgehende Beleuchtung der zu bestrahlenden Schicht. Beim DLP wird jedoch ein Lichtprojektor verwendet, der sich unter dem Behälter befindet und die ganze Form der zu druckenden Schicht bestrahlt (5). Der Druck mittels DLP ist zwar schneller als mit SLA, jedoch kann nicht die gleiche Genauigkeit wie mit SLA erzielt werden (5,63).

Die *Vat photopolymerization* wird im medizinischen 3D-Druck vor allem für die Herstellung anatomischer Modelle verwendet, die Materialien sind jedoch teuer (circa (ca.) 210\$/Kilogramm (kg) Material) (63).

Durch die Verwendung biokompatibler Materialien kann man auch chirurgische Instrumente und intraoperative Schablonen herstellen. Jedoch ist das Herstellen von Modellen nur mit einem Material möglich, da die Behälter lediglich mit einem Harz gefüllt werden. Bei Modellen mit mehreren Materialien ist es notwendig, die einzelnen Teile separat zu drucken und danach zusammenzukleben (63).

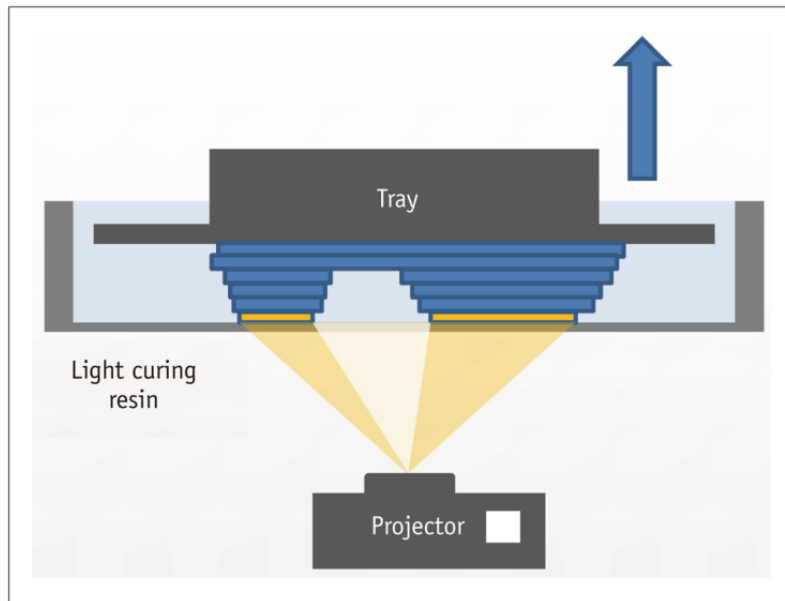


Abbildung 15: Grundlagen des DLP (68)

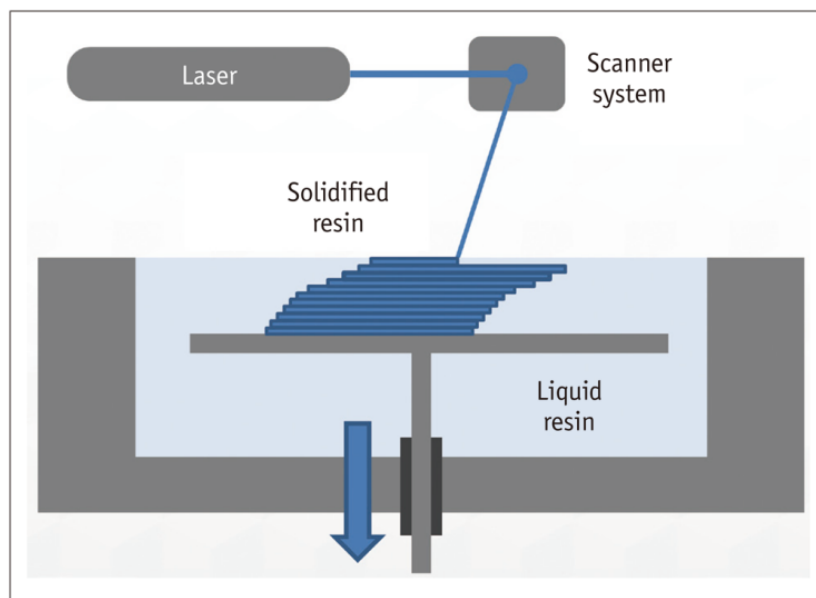


Abbildung 16: Grundprinzip der SLA (68)

1.2.2.2 Material Jetting:

Das *material jetting* weist Ähnlichkeiten mit der *Vat-Photopolymerization* auf, da sie auf den gleichen chemischen Prinzipien beruhen. Allerdings wird beim *material jetting* das Druckmaterial nicht in einem Behälter gelagert, sondern in einer Patrone, wie bei herkömmlichen Heimdruckern für Dokumente (63). Drucker, die diese Methode verwenden, sprühen Mikrotröpfchen aus Photopolymerharz auf die Druckplatte und polymerisieren es sofort mit einer UV-Lampe (5,63). Ein System steuert den Sprühkopf, damit nur auf den relevanten Stellen die Tropfen abgegeben

werden. Sobald eine Schicht gedruckt wurde, wird die Druckplatte um eine Schichtbreite abgesenkt und der Sprühkopf neu ausgerichtet (63).

Für das Drucken mittels *material jetting* (Abbildung 17) werden zwei oder mehr Sprühköpfe benötigt, ein Sprühkopf enthält das Harz und der zweite enthält eine Trägersubstanz zum Druck von Stützstrukturen. Diese Trägersubstanz ist entweder ein gel- oder wachsartiges Material, das ein Drucken von herausragenden Teilen oder komplexen geometrischen Strukturen ermöglicht (5,63).

Die Trägersubstanz ist für diese Technik des 3D-Drucks essenziell, da für die Harzauftragung eine Unterlage benötigt wird. Diese Stützstrukturen werden nach dem Druck durch Einlegen in eine milde Seifenlösung oder durch Anwendung von Wasserdruckstrahlen entfernt. Weitere Nachbearbeitungen, wie das Aushärten des Harzes, sind nicht erforderlich. Der Austausch der Materialien ist hier benutzerfreundlicher und schneller als bei der *Vat-Photopolymerization*, da sie in Patronen gelagert werden (63).

Multi-Jet-Drucker können Modelle mit verschiedenen Materialien und Farben drucken. Somit können transparente Organmodelle mit inneren Strukturen (z.B. Nerven, Gefäße oder Tumore), die jeweils unterschiedliche Farben aufweisen, gedruckt werden (63).

Mit dieser Methode werden chirurgische Instrumente, intraoperative Schablonen sowie zahnärztliche Abdrücke und Schablonen für Zahnimplantate hergestellt. Die Materialkosten zählen zu den höchsten aller 3D-Drucktechnologien (bis zu 300\$/kg Material) (63).

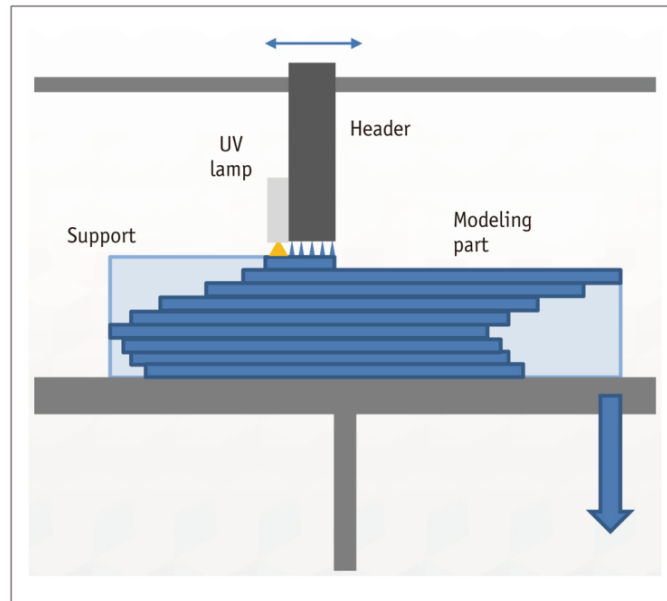


Abbildung 17: Grundprinzip des *Material Jetting* (68)

1.2.2.3 Binder jetting:

Binder jetting-Drucker ähneln herkömmlichen Tintenstrahldruckern (Abbildung 18). Der Sprühkopf scannt die Arbeitsfläche und sprüht ein flüssiges Bindemittel auf ein Bett aus feinem Pulver in Form der aktuellen Schicht des 3D-Objekts. An den applizierten Stellen bindet das Mittel das Pulver. Viele *binder jetting*-Drucker verfügen über Farbdruck- und Bindemittelköpfe, damit Farbe durchgängig oder nur auf der sichtbaren Außenseite des Modells aufgetragen wird. Somit lassen sich Modelle mit einem breiten Farbspektrum drucken. Allerdings ist es mit dieser Technologie nicht möglich, durchsichtige oder flexible Modelle zu drucken. Das Bett besteht entweder aus Gips-, Keramikpulver oder Sand. Die Modelle weisen nach dem Drucken eine raue Oberfläche auf und kompliziertere Modelle sind vor der Nachbehandlung zerbrechlich. Zu den Nachbearbeitungen zählen das Entfernen des nicht gebundenen Pulvers und das Versiegeln des Modells mit Cyanacrylat, Wachs, Harz oder Metall. Modelle, die aus Gipspulver bestehen, werden mit Cyanacrylat versiegelt. Bei manchen Modellen verwendet man Elastomere, um sie flexibler zu machen (63).

Binder jetting wird hauptsächlich zur Herstellung anatomischer Modelle mit mehreren Farben verwendet. Das Verfahren ist zuverlässig, schnell und billig.

Die Kosten sind im Vergleich zu anderen Technologien kostengünstiger (ca.150\$/kg Material). Außerdem werden keine Stützstrukturen beim Druck benötigt, da das Pulver das Modell während dem Vorgang umgibt und somit stabilisiert (63).

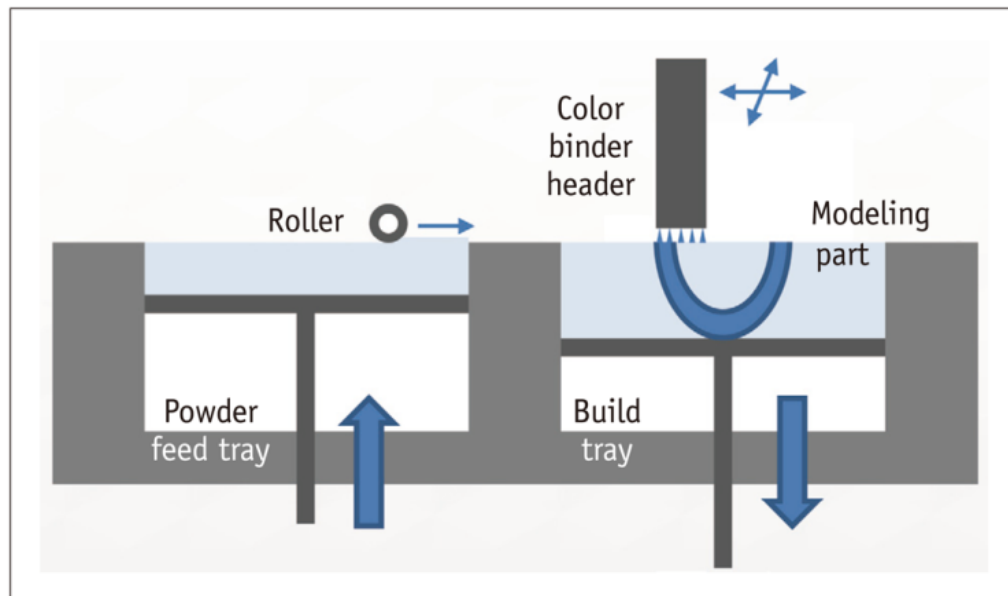


Abbildung 18: Grundprinzip des *Binder jetting* (68)

1.2.2.4 Material Extrusion:

Im nicht medizinischen Bereich ist die *material extrusion*, die am weitesten verbreitete 3D-Druck-Technologie. Sie wird auch *Fused Deposition Modeling* (FDM) genannt. Diese verbreitete Technik wird vor allem für den Heimgebrauch des 3D-Drucks verwendet und ist somit in Verwendung von ForscherInnen im Bereich des medizinischen 3D-Drucks (63).

Der FDM-Drucker (Abbildung 19) besteht aus einem oder mehreren Extrusionsköpfen, die ein thermoplastisches Filament schmelzen und damit das gewünschte Modell schichtweise drucken (5,63,68). Nach dem Druck der letzten Schicht wird das Objekt zum Abkühlen noch im Drucker belassen, dadurch verfestigt es sich wieder.

Das Material ist auf Spulen auf- und wird mit Hilfe von Motoren abgewickelt und zu den Extrusionsköpfen geführt. Als Material werden verschiedene Arten von

Thermoplastik (Acrylnitril-Butadien-Styrol (ABS), Polymilchsäure (PLA), und Polyetheretherketon (PEEK)) und Metalle verwendet.

Biokompatibles Thermoplastik (z.B. ABS) kann entweder mit Gammastrahlung oder Ethylenoxid sterilisiert werden (63,68).

Komplexe medizinische Modelle können mit diesem Verfahren nur schwer gedruckt werden, da sich überhängende Strukturen beim Drucken mit Thermoplastik ohne Stützstruktur sehr leicht verformen würden. Industrielle FDM-Drucker besitzen einen zweiten Extrusionskopf, der die Stützstruktur in einem anderen Material druckt. Stützstrukturen können mit einfachen Werkzeugen, einer speziellen säurehaltigen Lösung oder durch Einlegen in ein heißes Wasserbad entfernt werden (68). Nicht zu jedem druckbaren Material gibt es ein passendes Stützmaterial, da nicht jedes Material an den vorhandenen Stützmaterialien haftet (63).

Die Oberflächenqualität von FDM-gedruckten Modellen ist im Vergleich zu anderen Technologien schlechter, da die Schichtdicke etwa 250 Mikrometer (μm) beträgt und die Vereinigung der Schichten manchmal insuffizient ist und somit kleine Löcher entstehen können (63,68).

In 3D-Drucklaboren werden FDM-Drucker allerdings sehr gerne verwendet, da sie benutzerfreundlich und kostengünstig sind. Die verwendeten Materialien sind im Gegensatz zu anderen Materialien deutlich stabiler und kosten weniger (63).

Die *material extrusion* ist nicht für die Herstellung anatomischer Modelle zur chirurgischen Planung oder Simulationen geeignet außer zum Drucken von großen Knochen in der Orthopädie (63).

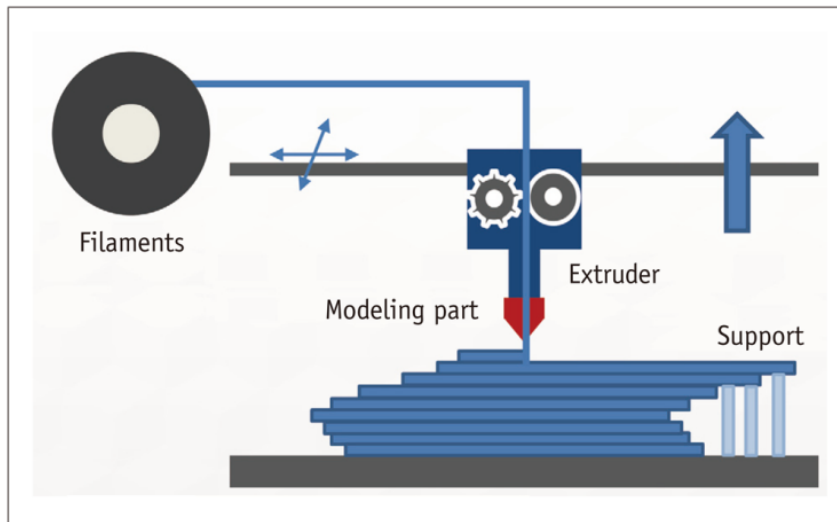


Abbildung 19: Grundprinzip des FDM (68)

1.2.2.5 Powder Bed Fusion:

Zu dieser 3D-Druck-Technologie zählen das *selective laser sintering* (SLS), das *selective laser melting* (SLM), das *direct metal laser sintering* (DMLS) und das *electro-beam-melting* (EBM) (5,63). Alle pulverbasierten Druckverfahren beruhen auf lokaler Erwärmung, um die pulverförmigen Materialien zu verschmelzen, aber sie unterscheiden sich jedoch in der Energiequelle und den Pulvermaterialien (5). SLS (Abbildung 20), DMLS und SLM verwenden Laserstrahlen, die von Spiegeln gelenkt werden, während EBM einen hochenergetischen Elektronenstrahl verwendet, der von elektromagnetischen Spulen präzise gelenkt wird, was in Folge Vakuumbedingungen erfordert und die Produktionskosten erhöht (5). Hier wird in der Regel ein Hochleistungslaser oder ein Elektronenstrahl verwendet, um Materialpartikel (Kunststoff, Metall, Keramik oder Glas) zu schmelzen, die sich in einem Behälter in Pulverform befinden. Das verwendete Pulver wird knapp unter dem Schmelzpunkt des Materials erhitzt (63).

Der Laser oder Elektronenstrahl wird durch Steuerungssysteme so gezielt auf das Pulver gerichtet, dass er das Pulver in Form des gewünschten Objekts Schicht für Schicht schmilzt. Nach dem Schmelzen wird die Arbeitsfläche um eine Schichtdicke abgesenkt und eine neue Pulverschicht mittels Walze aufgetragen und die nächste Schicht wird gedruckt (63).

Bei der Verwendung von nicht metallischen Materialien benötigt man keine Stützstrukturen, da das Modell wie beim *binder jetting* durch das nicht geschmolzene Pulver umgeben und gestützt wird. Bei der Verwendung von metallischem Pulver kann es allerdings erforderlich sein, dass man Stützstrukturen drucken muss, um Wärme abzuleiten. Den *powder bed fusion*-Druckern ist es möglich, eine Stützstruktur in Form von Gittern zu konstruieren (63).

Diese 3D-Druck-Technologie wird im medizinischen Bereich vor allem zur Herstellung von Implantaten, chirurgischen Werkzeugen und intraoperativen Schablonen verwendet. Hier werden insbesondere synthetische Polymere (z.B. Nylon oder PEEK) und Metalle (z.B. Titan- und Kobalt-Chrom-Legierungen) verwendet, da diese biokompatibel und sterilisierbar sind. Metalle werden hauptsächlich für Implantate und chirurgische Werkzeuge verwendet. Modelle aus Polymeren können sogar mit chirurgischen Instrumenten gesägt oder angebohrt werden, da sie über eine hohe Wärmebeständigkeit verfügen (63).

Die meisten *powder bed fusion*-Drucker drucken allerdings mit einer geringeren Genauigkeit im Vergleich zu *Vat-Photopolymerization*- und *Material-jetting*-Druckern (63).

Die Materialien für diese Technologie können bis zu 200\$/kg kosten, manche Metalle sogar bis zu 400\$/kg. Das Drucken kann einiges an Zeit in Anspruch nehmen, da das verwendete Pulver auf die gewünschte Temperatur vorgeheizt und das gedruckte Modell abgekühlt werden muss, bevor es aus dem Drucker genommen werden kann. Die weiteren Bearbeitungsschritte hängen stark vom verwendeten Material sowie der Technik ab (63).

Der größte Nachteil dieser Technologie ist, dass man nicht sicherstellen kann, ob noch Pulver, das nicht geschmolzen wurde, im Modell verbleibt und somit die Biokompatibilität und Sterilisation beeinträchtigt (63).

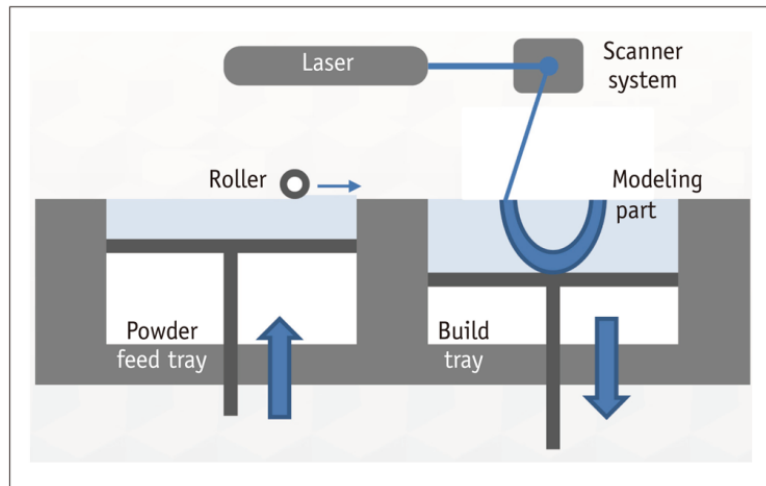


Abbildung 20: Grundprinzip des SLS (68)

1.2.3 Druckmaterialien

Im folgenden Abschnitt wird hauptsächlich auf die wichtigsten verwendeten Materialien im medizinischen 3D-Druck eingegangen.

Metalle:

3D-gedruckte Metallimplantate haben im Vergleich zu konventionellen Implantaten mehrere Vorteile. Beim Drucken von 3D-Modellen wird unter anderem besser auf die Zusammensetzung (vor allem Verunreinigungen) des Materials geachtet, dadurch bleiben gewünschte Eigenschaften des Metalls erhalten. Um die Bioaktivität poröser Metallimplantate zu verbessern, werden in der Regel Oberflächenbehandlungen, wie elektrochemische Abscheidung, chemische Modifizierung oder eine Alkali-Hitze-Behandlung, durchgeführt. Die Wärmebehandlung im Verlauf der Implantat-Herstellung erlaubt die simultane Anpassung der Biokompatibilität und der mechanischen Eigenschaften (69).

Es gibt eine Vielzahl an metallischen Legierungen, die in der Medizin Anwendung finden, dazu zählen unter anderem die Titan-, Kobald-Chrom-, Edelstahl-, Tantal- und Magnesium-Legierungen (69–71).

Metalle werden in der Medizin zur Herstellung biokompatibler Modelle verwendet, insbesondere, wenn von ihnen eine gewisse Korrosions- und Verschleißbeständigkeit gefordert wird (70). Somit werden mit Metallen permanente

und biologisch abbaubare patienten-spezifische Implantate sowie chirurgische Instrumente mit dem 3D-Drucker angefertigt. Zur Herstellung permanenter medizinischer Implantate werden vorzugsweise Titan-, Kobalt-Chrom- und Tantal-Legierungen verwendet. Aufgrund der biologischen Abbaubarkeit von Magnesium wird jenes Metall in Implantaten verwendet, die lediglich als Platzhalter bis zum vollständigen Um- bzw. Abbau dienen (71). Bei der Auswahl von Metallen für biomedizinische Anwendungen wird vor allem auf die mechanischen Eigenschaften und Biokompatibilität geachtet (70).

Kunststoffe:

Für den 3D-Druck medizinischer Anwendungen werden am meisten Kunststoffe und flexible Materialien verwendet. FDM-Drucker verwenden am häufigsten ABS und PLA (72).

ABS ist ein thermoplastisches Polymer, das durch die Polymerisation von Acrylnitril, Butadien und Styrol hergestellt wird. Jedes dieser Monomere trägt zu den Eigenschaften des ABS bei: Acrylnitril liefert die chemische und thermische Stabilität, Butadien erhöht die Widerstandsfähigkeit und Festigkeit gegenüber physischer Gewalt und Styrol verleiht dem ABS ein glänzendes Erscheinungsbild (73). Mittels ABS können langlebige, und im Vergleich zu Metallen, kostengünstige Modelle gedruckt werden, darüber hinaus ist ABS in Aceton lösbar. Durch das Aufbringen von Aceton auf das gedruckte ABS-Modell wird die Oberfläche glatter. Sollte ein Modell oder eine anatomische Struktur aus mehreren Teilen bestehen, werden diese separat gedruckt und im Anschluss mit Aceton zusammengeklebt (72). Neben der Medizin wird ABS auch in der Herstellung von Sportgeräten oder Spielzeugen verwendet (72).

Die PLA teilt sich viele Eigenschaften mit ABS, darunter die Haltbarkeit und die niedrigen Kosten (72). PLA ist ein thermoplastischer Kunststoff, der aus erneuerbaren Ressourcen wie Maisstärke, Tapiokawurzeln oder Zucker hergestellt wird (72). Im Vergleich zu ABS ist PLA weniger stabil und flexibel. PLA dehnt sich bei Erwärmung aus, sodass es häufiger zu Verstopfungen der Düsen kommt. Auch das Zusammenfügen mehrerer gedruckter Teile ist bei PLA schwieriger, da es in

Aceton weniger löslich ist und somit oft Klebstoffe zum Verkleben der Modelle benötigt werden (72).

Keramik:

Keramiken wie Hydroxylapatit (HA) und Tricalciumphosphat (TCP) werden aufgrund ihrer stabilen physikalisch-chemischen Eigenschaften und ihrer hohen Biokompatibilität häufig für künstliche Gelenke oder Zahnimplantate verwendet. Hydroxylapatit ist eine wichtige mineralische Komponente im Knochen- und Zahngewebe (69).

In Tabelle 2 werden die wichtigsten 3D-Druckmaterialien und ihre Anwendungen zusammengefasst.

Material:	Anwendungen:
<i>Metalle</i>	Titan Osteosyntheseplatten, Drähte, Schrauben, Prothesen (74)
	Kobalt-Chrom Prothesen, Implantate, kardiovaskuläre Stents(74)
	<i>Stainless-Steel</i> Chirurgische Instrumente, Kurzzeitimplantate (74)
	Tantal Gefäßklammern, Prothesen (74)
	Magnesium Biologisch abbaubare Implantate und Gerüste (74)
<i>Kunststoffe</i>	ABS und PLA Medizinische Produkte (75)
<i>Keramik</i>	HA und TCP Prothesen, Zahnimplantate (69)

Tabelle 2: Materialien und deren Anwendungen im medizinischen 3D-Druck

1.2.4 Anwendungen in der Medizin

1.2.4.1 Zahnmedizin:

Die digitale Zahnmedizin ist eines der schnell wachsenden Segmente der Additive-Manufacturing-Technologien (5). In der Zahnheilkunde wird das *Computer-aided Design (CAD)/Computer-aided Manufacture(CAM)* oft mit der subtraktiven Fertigung in Verbindung gebracht: Diese umfasst das 3D-Scannen, Entwerfen und Fräsen aus massiven Keramikblöcken. Im Gegensatz zu den herkömmlichen Fertigungsverfahren können mit dem 3D-Drucker anspruchsvolle Komponenten in Massenproduktion hergestellt werden, was ihn für die Zahnmedizin zu einer attraktiven Technik macht (5,76). In den letzten Jahren hat sich die 3D-

Drucktechnologie in der Zahnmedizin aufgrund der verbesserten intraoralen Scantechnologie, der Zugänglichkeit von 3D-Druckern und der Entwicklung druckbarer Biomaterialien weiterentwickelt und verbessert (5).

Anwendungen:

- Modelle: Durch den 3D-Drucker ist es möglich verschiedene Modelle in der Zahnmedizin zu drucken. Dazu zählen Lernmodelle für Studierende, Modelle zur präoperativen Planung und zum Operationstraining (76,77).
- 3D-gedruckte Bisschienen kommen bei der Behandlung von Kiefergelenksschmerzen zum Einsatz. Es können auch mehrere Schienen bei einem Druck hergestellt werden (76).
- Chirurgische Implantate werden mittels *electrobeam-melting* hergestellt (76).
- Chirurgische Schablonen werden mit SLA gefertigt und erhöhen die Genauigkeit sowie Zeiteffizienz und verringern zusätzlich Fehler bei der klinischen Behandlung (76). Diese Schablonen müssen robust, präzise und sterilisierbar sein (77).
- Kronen/Brücken und Teilprothesen werden mittels SLA oder DLP hergestellt (76).
- Vollständige Prothesen können mittels 3D-Druck schneller produziert werden und der Arbeitsablauf besteht aus weniger Arbeitsschritten, somit werden Fehler verringert (76).

Dadurch können Zahnprothesen, realistische Kiefermodelle und chirurgische Schablonen gefertigt werden (5,76). Ein wesentlicher Parameter für die Herstellung von 3D-Anwendungen in der Zahnmedizin ist die Genauigkeit zwischen dem digitalen Modell und dem 3D-gedruckten Modell (5).

1.2.4.2 Tissue-Engineering:

Gewebegerüste sind für das Tissue Engineering die wichtigste Komponente. Sie bieten die strukturelle Unterstützung für Zellen, damit sich diese anlagern, wandern, vermehren und ihre eigene extrazelluläre Matrix produzieren können. Das Gerüst ist am besten geeignet, wenn es biokompatibel, bioaktiv, mechanisch stabil und porös ist und zusätzlich eine hohe Poreninterkonnektivität aufweist. Diese ermöglicht die Diffusion von Zellen, Nährstoffen und Abfallstoffen. Darüber hinaus

sollen diese Gerüste auch biologisch abbaubar sein, damit sie durch die neugebildeten Zellen ersetzt werden können (5). In diese Gerüste müssen die gewünschten Zellen integriert werden, entweder durch die Implantation der Zellen in das Gerüst nach dem Druck oder durch das Vermischen mit der Drucksubstanz vor dem Druck (5).

Der 3D-Druck ist durch die Kontrolle über Form und Architektur der Zellgerüste für die Herstellung von Tissue-engineering-Produkten sehr attraktiv (78). Im folgenden Abschnitt werden einige 3D-Produkte des Tissue-Engineerings beschrieben.

Knochen:

Um die Eigenschaften des Knochens nachzustellen, werden Hydroxylapatit und Tricalciumphosphat zu den Polymeren gemischt und anschließend gedruckt. Für den 3D-Druck von Knochengerüsten wird am häufigsten das Polycaprolacton (PCL) verwendet. Es ist ein biologisch abbaubares, biokompatibles und von der *Food and Drug Administration* (FDA) genehmigtes Polymer für medizinische Anwendungen. Das *bone morphing protein* (BMP) wird auch bei der Herstellung von 3D-gedruckten Knochengerüsten verwendet, da es die Heilungsrate des Knochengewebes erhöht. Mesenchymale Stammzellen werden am häufigsten zur Herstellung von Knochengewebe verwendet, sie werden entweder aus dem Knochenmark oder dem Fettgewebe gewonnen. Die Stammzellen werden anschließend in das PCL-Gerüst implantiert (78).

Haut:

Für den 3D-Druck von Hautersatzmaterialien werden am häufigsten Hydrogele verwendet. Hautersatzmaterialien werden vorzugsweise mit Laser-assistiertem *Bioprinting* oder Extrusionsdruck hergestellt. Neben dem Hydrogel werden auch Hautzellen wie Fibroblasten und Keratinozyten häufig verwendet, da sie die wichtigsten Zelltypen der Haut sind. Diese Hautzellen sollten im Gerüst so implantiert werden, dass sie die Haut widerspiegeln, um so tatsächlich menschliche Haut produzieren zu können (78).

Nerven:

Der 3D-Druck kann hier zur Herstellung von Nervenführungen verwendet werden, die z.B. das proximale und distale Ende eines geschädigten Nervs zusammenführen. Hier werden FDM, SLA und *Bioprinting* zur Herstellung verwendet. In die Strukturen werden neuronale Stammzellen eingearbeitet, aber auch Gliazellen, Astrozyten, Schwann-Zellen und Knochenmarksstammzellen können zusätzlich verwendet werden (78).

Des Weiteren wurde der 3D-Druck auch schon zur Züchtung von Knorpel, Meniskus, Hornhaut und Harnröhrengewebe verwendet (78).

1.2.4.3 Medizinische Produkte:

Der 3D-Druck hat mehrere Vorteile gegenüber herkömmlichen Fertigungstechniken, die ihn sehr attraktiv für die Herstellung medizinischer Produkte macht. Das *Additive Manufacturing* ermöglicht die Herstellung von patienten-spezifischen Medizinprodukten und chirurgischen Instrumenten unter der Verwendung von medizinischen Bildern des Patienten/der Patientin. Die 3D-gedruckten Medizinprodukte können somit exakt an die patienten-spezifische Anatomie angepasst werden. Unter anderem ergibt sich so auch die Möglichkeit der Herstellung von personalisierten bzw. patienten-spezifischen chirurgischen Instrumenten (z.B. Pinzetten, Nadelhalter), die in die Hände des Chirurgen passen, oder intraoperativen Schablonen. Das Additive Manufacturing ist auch in der Lage, komplexe geometrische Strukturen zu entwickeln, die mit herkömmlicher Technologie nicht möglich sind. Unter anderem ermöglicht das *Additive Manufacturing* auch die Herstellung der Produkte an dezentralen Orten oder Entwicklungsländern zu niedrigen Kosten (5).

Neben der Herstellung von medizinischen Produkten kann man den 3D-Drucker auch zur kostengünstigen und schnellen Herstellung von patienten-spezifischen Implantaten und externen Orthesen/Prothesen verwenden. Orthesen sind medizinische Hilfsmittel, die funktionelle und strukturelle Eigenschaften des Bewegungsapparats unterstützen. Bei Prothesen hingegen handelt es sich um künstliche Körperersatzstücke, die fehlende Körperteile oder Organe ersetzen

können. Mit dem 3D-Druck können Orthesen für die Hand, den Fuß, den Knöchel sowie Arm-, Hand-, Bein- und Fußprothesen hergestellt werden. Darüber hinaus kann man Exoskelette für PatientInnen mit neuromuskulären Beeinträchtigungen herstellen. In der ästhetischen Rekonstruktion wird der 3D-Druck zur Herstellung von detaillierten Formen verwendet. In diesen Formen werden die natürlich aussehenden Prothesen (Gesichts-, Nasen- oder Ohrprothese) mit Silikon gegossen (5). Ein weiterer Vorteil des 3D-Drucks ist die Herstellung der medizinischen Produkte je nach Bedarf, was ihn zu einer guten Herstellungsmöglichkeit für dezentrale Gebiete oder Entwicklungsländer macht (5). Unter anderem wurden auch schon chirurgische Instrumente für Weltraummissionen entwickelt und evaluiert (79,80). Auch im militärischen Bereich wurde schon an der Herstellung von chirurgischen Instrumenten nach Bedarf geforscht (81).

In Tabelle 3 wird ein Überblick über die klinischen Anwendungen des 3D-Drucks in verschiedenen Fachrichtungen gegeben.

Fachrichtung	3D-Anwendungen
<i>Orthopädie und Traumatologie</i>	Präoperative Planung, chirurgisches Training, patienten-spezifische Instrumente, Implantate und Prothesen (7,66)
<i>Urologie</i>	PatientInnenaufklärung, präoperative Planung, chirurgisches Training, Prothesen, chirurgische Instrumente (6)
<i>Plastische, Ästhetische und Rekonstruktive Chirurgie</i>	Präoperative Planung, chirurgisches Training, Prothesen, Implantate, Tissue Engineering (Haut) (8)
<i>Kardiologie</i>	Simulation der Hämodynamik bei Klappenerkrankungen, präoperative Evaluierung von kardiovaskulären Erkrankungen (82)
<i>Neurochirurgie</i>	Chirurgische Planung/Training, Herstellung von Bioimplantaten (83)
<i>Augenheilkunde</i>	Orbitaimplantate, Kontaktlinsen, medikamentenfreisetzende Implantate, Tissue Engineering (Kornea) (84)

Tabelle 3: Übersicht der Fachgebiete mit klinischen Anwendungen des 3D-Drucks

1.2.4.4 Pharmazie:

Durch die Anpassung der Dosis und Darreichungsform ermöglicht, der 3D-Druck die individuelle Anpassung von Medikamenten an das Körpergewicht und die Lebensgewohnheiten der PatientInnen. Für sehr aktive oder *non compliant* PatientInnen kann anstatt der herkömmlichen Tablette z.B. eine Schmelztablette gedruckt werden. Durch den 3D-Druck entsteht auch die Möglichkeit, Tabletten mit mehreren Wirkstoffen, die sich durch unterschiedliche Eigenschaften und Auflösungsprofile auszeichnen, zu produzieren. Es lässt sich auch die Tablettenauflösung durch das Verwenden von löslichen und nicht löslichen Zusatzstoffen steuern (85).

1.2.5 Anwendungen in der Chirurgie der oberen Extremität

1.2.5.1 Lehre und Aufklärung

Durch den 3D-Druck kann man anatomische Modelle erstellen, um Studierenden Normvarianten sowie pathologische Veränderungen besser veranschaulichen zu können. Veränderungen an komplexen anatomischen Strukturen werden besser verstanden und auch der Lernerfolg wird signifikant besser. Außerdem ist das Lernen an 3D-Modellen subjektiv zufriedenstellender als an Bildern (86).

Je nach gewünschter Anforderung an das Modell kann die obere Extremität mit Knochen, Muskeln, Arterien und Nerven gedruckt werden. Dabei können die einzelnen Strukturen jeweils in einer anderen Farbe dargestellt werden (87) (Abbildung 21). Nicht nur Studierende profitieren von 3D-gedruckten Modellen, sondern auch PatientInnen können dadurch ihre Situation und die chirurgischen Behandlungsmöglichkeiten besser verstehen. Dazu wird zum einfacheren Verständnis der Aufklärung ein anatomisches 3D-Modell des Patienten oder der Patientin gedruckt und anhand dessen die Behandlungsmöglichkeiten erläutert (8).

Ein 1:1-Modell, z.B. einer Fraktur, kann zu einem besseren Verständnis der eigenen Verletzung verhelfen und somit entwickelt der Patient/die Patientin auch realistischere Erwartungen. Aufklärungen mit einem 3D-gedruckten Modell ist bei komplexen intraartikulären Frakturen besonders sinnvoll, da PatientInnen so das

Ausmaß und die damit verbundenen Schwierigkeiten besser verstehen können. Hier kann das 3D-gedruckte Modell auch gleichzeitig für die präoperative Planung in Betracht gezogen werden (88).

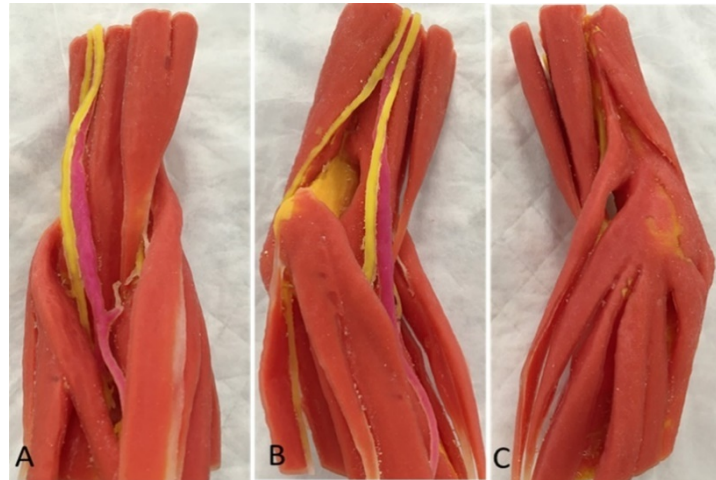


Abbildung 21: 3D-Modell der linken, oberen Extremität aus verschiedenen Materialien, Verwendung zur Lehre (87)

1.2.5.2 Training für chirurgische Prozeduren

Kadaver werden verwendet, um chirurgische Prozeduren zu üben. Das ist aber nicht unproblematisch. Ihre Konservierung beeinflusst die mechanischen Eigenschaften des Weichteils und mehrfaches Üben an einem Kadaver ist durch die Zerstörung des Gewebes und der Anatomie limitiert. Ebenso entstehen durch die Anschaffung und Lagerung der Leichenteile hohe Kosten (89).

Mittels 3D-Drucker können verschiedene Modelle von Körperregionen oder Anteile der oberen Extremität gedruckt und an ihnen geübt werden. Die meisten Trainingsmodelle der oberen Extremität legen ihren Fokus auf die Hand (89–93). Zur Herstellung der Modelle wird meist Silikon (35–37), Polyurethan (92), ABS (90) oder Gips (91) verwendet. Um die Knochen jedoch Röntgendicht und in weiterer Folge sichtbar zu machen, wird in das entsprechende Druckmaterial ein Eisenpulver gemischt (Abbildung 22) (89,92). Die Knochen werden entweder sofort mit dem 3D-Drucker hergestellt (91) oder sekundär durch 3D-gedruckte Gussformen, die dann mit entsprechendem Material ausgegossen werden. Der handbezogene Hautweichteil-Mantel wird hingegen durch eine 3D-gedruckte Gussform produziert

(90,92). An den Modellen können häufige Handfrakturen (Fraktur des distalen Radius, eines Metakarpalknochens oder eines Fingerglieds) geübt werden (90–94). Je nach Level der Trainierenden werden auch schwierigere Aufgaben an den Modellen geübt, indem man einen OP-Handschuh über das sonst durchsichtige Modell zieht (92) oder schwerere Aufgaben drückt (91).

Durch die Verwendung solcher 3D-gedruckter Übungsmodelle können sich die chirurgischen Fähigkeiten sowie die PatientInnensicherheit verbessern, da operative Trainingsmöglichkeiten für Auszubildende geschaffen werden, ohne die Sicherheit der PatientInnen zu gefährden (92).

Das Trainieren an 3D-Modellen in der Chirurgie der oberen Extremität führt zur Verbesserung grundlegender Fähigkeiten, wie der Tiefensensibilität und Handhabung des Bildwändlers (93).



Abbildung 22: 3D-gedrucktes Übungsmodell der Hand (92)

1.2.5.3 Präoperative Planung

Die präoperative Planung ist für den Operationserfolg wichtig (65). 3D-Modelle ermöglichen die Darstellung der pathologischen Anatomie und können somit ChirurgInnen und PatientInnen helfen, sie besser zu verstehen (95). Die präoperative Planung besteht aus der Visualisierung und dem Durchführen der Operation am Modell, einschließlich der Selektion (Typ und Größe) und Modifikation (z.B. Vorbiegen) von Implantaten (Abbildung 23), die danach sterilisiert und bei der eigentlichen Operation eingesetzt werden (54,88). Bei der Verwendung von

Osteosyntheseplatten können vor der Operation die Plattengröße, -ausrichtung und Schraubenlängen festgelegt werden (95).

Bei komplexen Frakturen können 3D-Modelle den ChirurgInnen helfen das Frakturmuster, die Größe sowie Form der Frakturfragmente und ihre Beziehung zueinander besser zu verstehen (95).

Durch die Verwendung von 3D-Modellen in der präoperativen Planung kommt es zu einer Verbesserung des funktionellen Endergebnisses (65), zu einer Verkürzung der Operationszeit, Verringerung des intraoperativen Blutverlusts und der intraoperativen Bildgebung (65,88,95) und zu einer kürzeren Zeit bis zum chirurgischen Einbau eines Implantats (54,88).

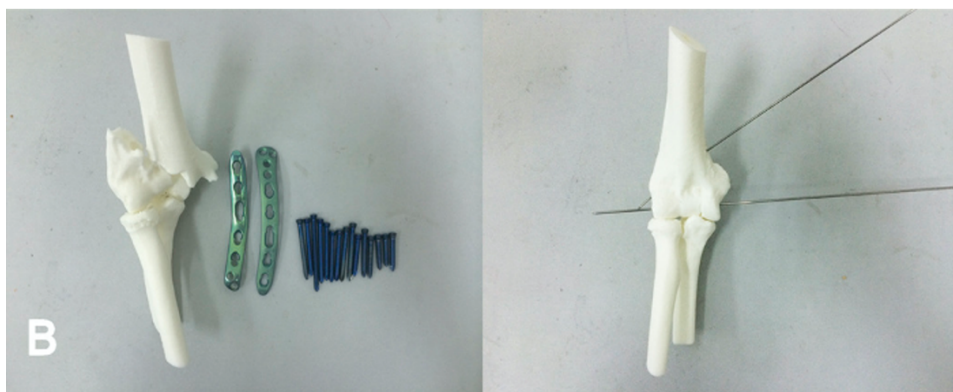


Abbildung 23: Präoperative Planung anhand eines 3D-Modells des Ellbogens (54)

1.2.5.4 Intraoperative Schablonen

Zu den intraoperativen Schablonen zählen patienten-spezifische Schnittschablonen, Schablonen für Drähte und Bohrer (Abbildung 24) sowie für Knochentransplantate (95). In der Regel werden von beiden Extremitäten CT-Scans durchgeführt und die Korrektur wird anhand der gespiegelten, nicht betroffenen Extremität durchgeführt (88,95). Mit Hilfe von Computerrenderings wird z.B. die Osteotomie genau durchgeführt und danach werden daran angepasste Bohr- und Schnittschablonen modelliert und hergestellt, die in der Operation helfen, das gewünschte Operationsziel zu erreichen (95). In der Handchirurgie werden 3D-gedruckte Schablonen vor allem bei Fixierung von Kahnbeinfrakturen/-nonunion, für

die Korrektur von Malunionen bei distalen Radiusfrakturen und diaphysäre Radius- und Ulnaosteotomien verwendet (88,95).

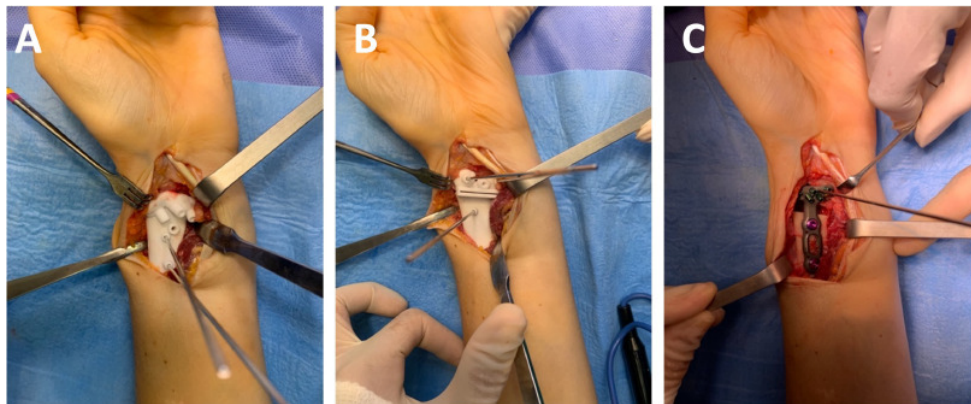


Abbildung 24: Intraoperative Bohr- und Schnittschablone (96)

1.2.5.5 Implantate

Standardimplantate sind leicht erhältlich und erfüllen die chirurgischen Anforderungen der meisten PatientInnen, aber sie müssen möglicherweise an die Anatomie des/der PatientInnen angepasst werden. 3D-gedruckte Implantate beruhen auf patienten-bezogenen medizinischen Bildern und sind demnach ideal an die Anatomie der betroffenen PatientInnen angepasst (66). 3D-gedruckte Implantate werden sowie viele andere Anwendungen an der gesunden kontralateralen Seite modelliert (88). Hier können Osteosyntheseplatten (97), Fingergliedimplantate (98) oder Teile von Gelenken (88,99,100) mit dem 3D-Drucker hergestellt werden. 3D-gedruckte Implantate können notwendig sein, wenn PatientInnen hinsichtlich der Implantatgröße oder krankheitsspezifischer Anforderungen außerhalb des Standardbereichs der Implantate liegen (Abbildung 25) (4).

Die Herstellung der Implantate erfolgt mit einer Titanlegierung (88,97–101).

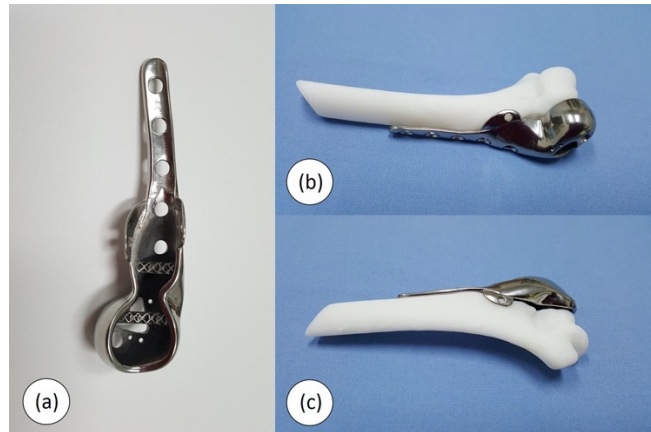


Abbildung 25: 3D-gedrucktes patienten-spezifisches Implantat bei Fraktur des distalen Humerus (99)

1.2.5.6 Schienen/Orthesen

Zu den bekanntesten Anwendungen des 3D-Druckes in der Chirurgie der oberen Extremitäten zählt die Herstellung von Schienen und Orthesen (88). 3D-gedruckte Schienen oder Orthesen können zur Behandlung von Overuse-Syndromen der Hand (anhaltende Schmerzen im Handgelenk bei Überbeanspruchung) (60) und zur konservativen Versorgung von Brüchen der oberen Extremität (Abbildung 26) (102,103) angewendet werden. Bei der Versorgung von pädiatrischen Brüchen der oberen Extremität wird der Arm zunächst eine Woche in einer konventionellen Schiene bzw. in einem Gips gelagert, damit es zur Abschwellung des Armes kommt. Danach wird der Arm gescannt und dementsprechend die Orthese angepasst bzw. gedruckt (102). Zur Herstellung der Schienen/Orthesen werden unter anderem die Materialien thermoplastisches Polyurethan (60) und Polyamid (103) verwendet.



Abbildung 26: 3D-gedruckte Orthese bei Ulnaschaft-Fraktur (102)

1.2.5.7 Prothesen

3D-gedruckte Prothesen kommen vor allem bei Erwachsenen mit partiellen oder vollständigen Amputationen der oberen Extremität und bei Kindern mit traumatischen Amputationen oder kongenitalen Fehlbildungen zum Einsatz. Durch das Skelettwachstum brauchen Kinder haltbare, leichte und leicht austauschbare Prothesen. Kinder mit einer traumatischen oder kongenitalen Amputation auf Höhe der Metakarpalknochen oder distalen Handwurzelreihe mit einer intakten Beugung und Streckung im Handgelenk können besonders von einer 3D-gedruckten Prothese profitieren (95). Die Kosten für eine konventionelle Prothese können je nach Ausführung von 4.000\$ bis zu 50.000\$ variieren, somit spielen die finanziellen Mitteln der Familie auch eine entscheidende Rolle bei der Versorgung einer Amputation (62,104). Die Kosten sind zwar einmalig, aber mit dem Kindeswachstum und Gebrauch müssen die Prothesen für Kinder immer wieder repariert und Teile ausgetauscht werden (62). Laut Zuniga et al. (104) belaufen sich die Materialkosten für ihre 3D-gedruckte Prothese (*Cyborg Beast*, Abbildung 27) auf bis zu 50\$, zusätzlich kann diese auch aus der Ferne angepasst werden, was die Versorgung von amputationsbetroffenen Kindern in Entwicklungsländern erleichtert.

Mohammadi et al. (105) haben eine 3D-gedruckte Handprothese entwickelt, mit der man einen kraftvollen Griff, den Pinzettengriff und den Dreipunktgriff ausführen kann. Mittlerweile stehen einige 3D-gedruckte Prothesen als *Open-Source* zur Verfügung, in Tabelle 4 ist eine Übersicht ausgewählter *Open-Source* Handprothesen dargestellt.

Nach traumatischen Amputationen von Fingern kann man mit dem 3D-Drucker auch Prothesen herstellen, z.B. eine körperbetriebene Fingerprothese nach traumatischer Amputation des Zeigefingers auf Höhe des PIP (106) oder eine rein ästhetische Prothese bei traumatischer Amputation des Ringfingers auf der Höhe des PIP (107).

Die 3D-gedruckten Prothesen werden aus ABS/PLA (62,104,106) oder aus thermoplastischem Polyurethan (105) hergestellt.



Abbildung 27: 3D-gedruckte Handprothese: Cyborg Beast (104)

Name	Designer	Website (STL Files etc.)
<i>Raptor Hand</i>	Ivan Owen Peter Binkley Frankie Flood Andreas Bastian	http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-raptor-hand/
<i>Raptor Reloaded</i>	Ivan Owen Peter Binkley Frankie Flood Andreas Bastian	http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/raptor-reloaded/
<i>Flexy Hand 2</i>	Steve Wood	http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-flexy-hand/
<i>Odysseus Hand</i>	Peter Binkley	http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/odysseus-hand/
<i>Cyborg Beast</i>	Jorge Zuniga	https://3dprint.nih.gov/discover/3dpx-000524
<i>Talon Hand 2.X</i>	Peter Binkley	https://3dprint.nih.gov/discover/3dpx-000992
<i>K-1 Hand</i>	Evan Kuester	https://3dprint.nih.gov/discover/3dpx-001705

Tabelle 4: 3D-gedruckte Handprothesen mit *Open-Source*-Zugang, eigene Darstellung nach (62)

1.2.5.8 Endoprothetik

Mit dem 3D-Drucker können Prothesen in beliebiger Form mit idealer Kongruenz oder Oberflächenmodifikationen hergestellt werden. Durch diese Eigenschaften gelten patienten-spezifische 3D-gedruckte Prothesen als ideale Alternative für den Ersatz verletzter Knochen und werden zunehmend bei der Rekonstruktion klinischer Knochendefekte eingesetzt (108). 3D-gedruckte

Endoprothesen kommen vor allem bei Knochenrekonstruktionen nach Resektion von malignen Tumoren (109–112) oder als Knochenersatz (100,108,113–116) zum Einsatz. Die Bildgebung wird an der betroffenen und gesunden Seite durchgeführt, damit an der gespiegelten gesunden Seite die Prothese geplant und angepasst werden kann (100,108,112,114,115). Die Prothesen bestehen aus Titan (100,108,110,112,114,115) oder PEEK (116) und werden mittels *electrobeam melting* (108,114,115,117) hergestellt.

Einige Prothesen werden mit Löchern und Tunneln modelliert (Abbildung 28), damit sie besser verankert werden können und mit Nähten die Weichteilrekonstruktion stattfinden kann (108,111).



Abbildung 28: 3D-gedruckte Endoprothese des distalen Radius für die Behandlung eines Riesenzelltumors (111)

1.3 Studienziel

Durch die Etablierung des 3D-Drucks im Bereich der Industrie im letzten Jahrzehnt schaffte der 3D-Druck nun auch den Sprung in die Medizin. Somit ergeben sich in den verschiedenen Subdisziplinen neue Diagnose- und Behandlungsmöglichkeiten und man kommt der personalisierten Medizin einen Schritt näher. Es gibt schon Zusammenfassung der medizinischen Anwendungen des 3D-Drucks in vielen Bereichen der Medizin, jedoch noch keine der klinischen Anwendungen in der Chirurgie der oberen Extremität.

Diese Diplomarbeit beschäftigt sich mit der Frage, ob der dreidimensionale Druck ein sinnvolles Werkzeug in der Chirurgie der oberen Extremitäten ist oder lediglich ein Spielzeug für ChirurgInnen.

Ziel dieser Studie ist es, einen Überblick über die klinischen Anwendungsmöglichkeiten des 3D-Drucks in der Chirurgie der oberen Extremität zu schaffen und jeweilige Evidenzlücken aufzuzählen und zu diskutieren.

2 Material und Methoden

Im folgenden Kapitel werden der Ablauf der systematischen Literaturrecherche, die Einschluss- und Ausschlusskriterien sowie die Datenextraktion dieser Arbeit erläutert.

Methode:

Um das Studienziel (Überblick der klinischen Anwendungen des 3D-Drucks und deren Ergebnisse in der Chirurgie der oberen Extremität) zu erreichen, wurde auf Grundlage der PRISMA Kriterien 2009, eine systematische Literaturrecherche durchgeführt. Vor der initialen Studiensuche wurde dieses systematische Review in der Datenbank PROSPERO registriert (https://www.crd.york.ac.uk/prospero/display_record.php?ID=CRD42021247588).

Einschluss- und Ausschlusskriterien:

Die gefundenen Studien wurden anschließend auf die nun folgenden Ein- und Ausschlusskriterien evaluiert.

Einschlusskriterien:

- Humane Studien mit klinischer Anwendung des 3D-Drucks auf die obere Extremität bezogen
- Verfasst in englischer oder deutscher Sprache

Ausschlusskriterien:

- Experimentelle Studien (Tier- und Laborversuche)
- Kadaverstudien
- Nicht die obere Extremität betreffend
- Keine klinische Anwendung des 3D-Drucks
- Weder in englischer noch in deutscher Sprache verfasste Studien

Suchstrategie:

Um Studien mit Fokus auf klinischen Anwendungen des 3D-Drucks in der Chirurgie der oberen Extremität zu finden, wurde im Zeitraum zwischen Mai und August 2021 eine systematische Literaturrecherche in den Datenbanken *PubMed*

und *Web of Science* durchgeführt. Der Zugriff auf diese Datenbanken erfolgte mit der Lizenz der Medizinischen Universität Graz. Zur Identifikation von passenden Studien wurden zwei verschiedene Suchstrategien angewendet:

- Suchstrategie 1: ("3D-print*" OR "3-dimensional print*" OR "three-dimensional print*" OR "rapid prototyping" OR "additive manufacturing" OR "computer-aided design" OR "bioprinting" OR "biofabrication") AND ("upper limb" OR "upper-limb" OR "upper-extremity" OR "upper extremity" OR "hand" OR "hands" OR "wrist" OR "finger" OR "fingers" OR "phalange" OR "phalanges" OR "digit" OR "digits")
- Suchstrategie 2: ("Printing, Three-Dimensional"[Mesh]) AND ("Upper Extremity"[Mesh] OR "Upper Extremity Deformities, Congenital"[Mesh] OR "Hand Injuries"[Mesh] OR "Hand"[Mesh] OR "Hand bones"[Mesh] OR "Fingers"[Mesh] OR "Finger Phalanges"[Mesh] OR "Bones of Upper Extremity"[Mesh] OR "Arm Bones"[Mesh] OR "Arm"[Mesh] OR "Artificial Limbs"[Mesh] OR "Forearm"[Mesh] OR "Wrist"[Mesh] OR "Wrist Joint"[Mesh] OR "Forearm"[Mesh] OR "Wrist"[Mesh] OR "Wrist Joint"[Mesh] OR "Shoulder"[Mesh] OR "Elbow Joint"[Mesh] OR "Elbow"[Mesh] OR "Elbow Prosthesis"[Mesh] OR "Hand Joints"[Mesh] OR "Finger Joint"[Mesh])

Mit der Suchstrategie 1 wurden beide Datenbanken (*PubMed* und *Web of Science*) nach passenden Studien durchsucht. Da die zweite Suchstrategie allerdings *MeSH*-Begriffe verwendete, war hier die Suche auf *PubMed* beschränkt. Die beiden Suchstrategien erlaubten eine Suche nach Studien, die die oberen Extremitäten betrafen und eine Anwendung des 3D-Drucks behandelten. Im Zuge dieser Suche wurden insgesamt 4.289 Studien (*PubMed* 1.596 Studien und *Web of Science* 2.693 Studien) gefunden und nach Ausschluss der Duplikate verblieben 3.430 Publikationen. Nach Titel und Abstract-Screening wurden 3.271 Studien ausgeschlossen und die verbleibenden 159 Studien in eine Excel-Tabelle eingetragen, deren Volltext analysiert und anhand der Ein- und Ausschlusskriterien evaluiert. 107 Studien wurden aufgrund von Übersichtsarbeiten, experimentellen Studien und Studien ohne klinische Anwendung des 3D-Drucks ausgeschlossen (keine direkte Applikation 72, Reviews 19, experimentelle Studien 16). Die

restlichen 52 Studien erfüllten die Einschlusskriterien und wurden in dieses systematische Review zur Analyse eingeschlossen.

Flow Chart:

In Abbildung 29 wird der detaillierte Suchablauf beschrieben:

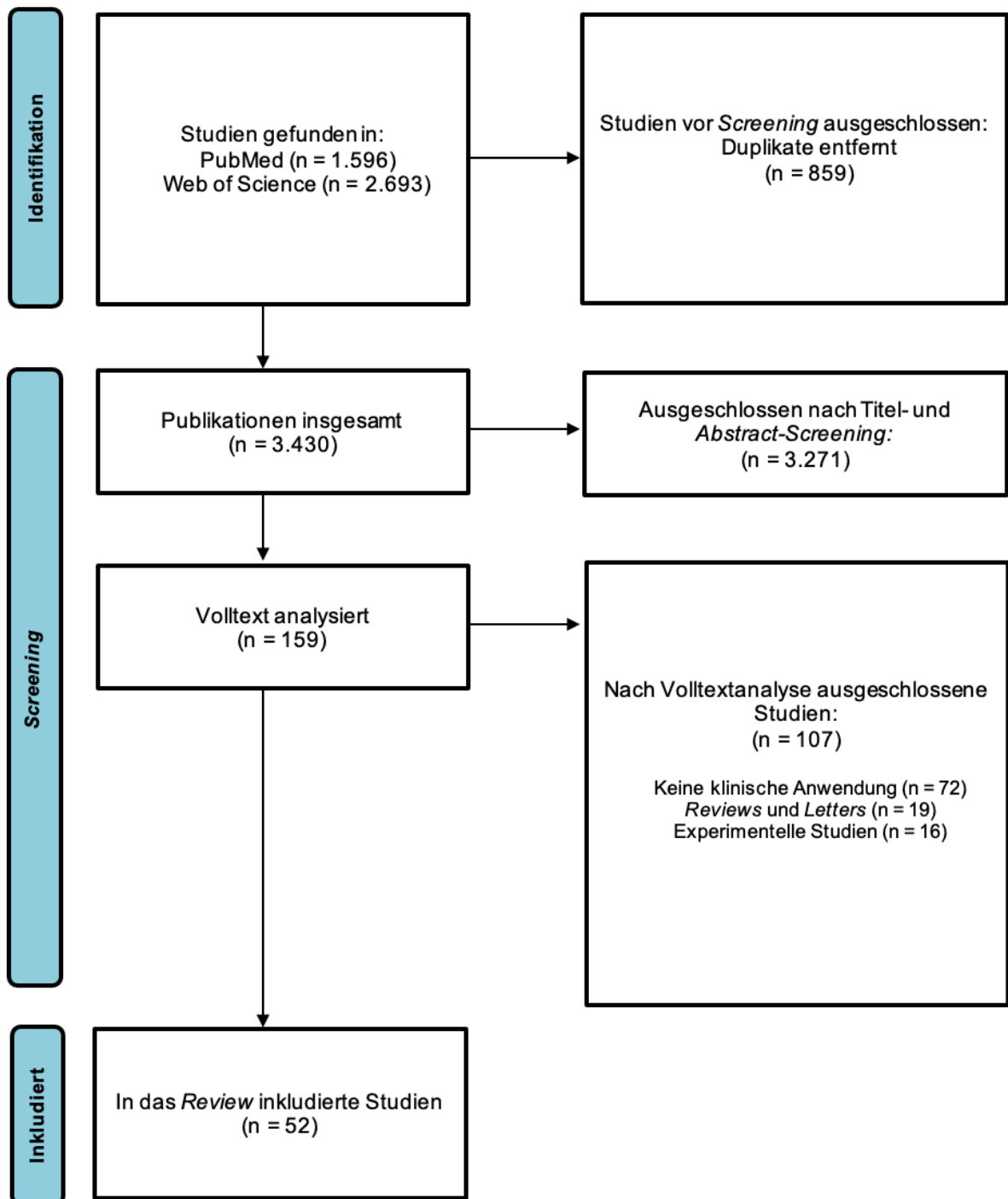


Abbildung 29: Flow Chart

Datenerhebung:

Die final inkludierten Studien wurden systematisch in eine Microsoft-Excel-Tabelle (Tabelle 5) eingetragen und weitere Daten daraus erhoben. Dabei wurden die Spalten der Excel-Tabelle wie folgt beschriftet:

<i>Verfügbarkeit</i>	<ul style="list-style-type: none">• Abstrakt• Volltext
<i>Ort der Suche</i>	<ul style="list-style-type: none">• PubMed• Web Of Science• Beide
<i>PMID oder DOI-Nummer</i>	
<i>Erstautor</i>	
<i>Publikationsjahr</i>	
<i>Sprache</i>	<ul style="list-style-type: none">• Englisch• Deutsch• Nicht Englisch/Deutsch
<i>Review, Kommentare, Expertenmeinung und Letter</i>	<ul style="list-style-type: none">• Ja• Nein
<i>Experimentelle Studie</i>	<ul style="list-style-type: none">• Ja• Nein
<i>Die obere Extremität betreffend</i>	<ul style="list-style-type: none">• Ja• Nein
<i>3D-Applikation</i>	<ul style="list-style-type: none">• Forschung/Edukation• Training für chirurgische Prozeduren• Präoperative Planung• Herstellung von Schnittschablonen/intraoperativer Support• Herstellung von Implantaten• Herstellung von Prothesen• Herstellung von Orthesen• Entwicklung von Modellen/Simulationen

<i>Direkte klinische Anwendung</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Ja • Nein
<i>Studiendesign</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Querschnittsstudie • Kohortenstudie • Randomisiert kontrollierte Studie • Fall-Kontroll-Studie • Fallserie • Fallbericht
<i>PatientInnenanzahl</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Männlich • Weiblich
<i>Durchschnittliches PatientInnenalter</i>	
<i>Ort des Defekts</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Clavicula • Scapula • Humerus • Radius • Ulna • Handwurzelknochen • Metakarpalknochen • Daumen • Finger • Hand
<i>Betroffene Seite</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Rechts • Links • Beidseits

<i>Amputationsgrad</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Keine Amputation • Schulterexartikulation • Transhumeral • Ellbogenexartikulation • Transradial • Handgelenkexartikulation • Transkarpal • Fingeramputation • Teilamputation der Hand
<i>Ätiologie</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Kongenitale Fehlbildung • Trauma • Infektiöses Geschehen • Tumor • Knochennekrose • Overuse-Syndrom • Arthrose • Knochenfehlstellungen • Periphere arterielle Verschlusskrankheit (pAVK)
<i>3D-Druck-Technik</i>	<ul style="list-style-type: none"> • keine Angabe • Fused deposition modelling (FDM) • Stereolithography (SLA) • Multijetprinting (MJP) • Binder Jetting • Selective sintering/molding (SLS/SLM) • Electro-beam melting (EBM) • Direct metal laser sintering (DMLS)
<i>3D-Druck-Material</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Keine Angabe • Thermoplast • Metall-/Keramikpulver • Eutetische/legierte Metalle • Photopolymer • Titan • Papier • Kunststofffolie • Glaspulver

<i>Messungen für den 3D-Druck</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Vom Patienten selbst (kontralaterale Seite) • Vom Patienten selbst (ipsilaterale Seite) • Andere Vorlage
<i>Outcome</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Operationsparameter • Range of Motion • Stärke • Schmerzen • Funktionalität • Kommunikation zwischen PatientIn und ÄrztIn • PatientInnenzufriedenheit
<i>Vergleichsgruppen</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Keine Behandlung • Konventionelle Behandlung (interindividuell) • Vor und nach der Behandlung (intraindividuell)
<i>Follow-up</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Ja • Nein
<i>Ø Follow-up-Länge</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Angabe in Monaten
<i>Evidenzlevel</i>	<ul style="list-style-type: none"> • 1 • 2 • 3 • 4 • 5
<i>Vorteil der angewandten Applikation</i>	
<i>Nachteil der angewandten Applikation</i>	

Tabelle 5: Excel-Tabelle zur Erhebung der relevanten Parameter

Evidenzlevel:

Die Kategorisierung der Evidenzlevel I-V erfolgte durch die Richtlinie der *American Society of Plastic Surgeons* (ASPS). Hierzu wurde die „*American Society of Plastic Surgeons Evidence-Based Rating Scale*“ for therapeutic studies (118) von 2011 verwendet (Tabelle 6).

<i>Level of Evidence</i>	<i>Qualifying Studies</i>
<i>I</i>	High-quality, multi-centered or single-centered, randomized controlled trial with adequate power; or systematic review of these Studies
<i>II</i>	Lesser-quality, randomized controlled trial; prospective cohort or comparative study; or systematic review of these studies
<i>III</i>	Retrospective cohort or comparative study; case-control study; or systematic review of these studies
<i>IV</i>	Case series with pre/post test; or only post test
<i>V</i>	Expert opinion developed via consensus process; case report or clinical example; or evidence based on physiology, bench research or “first principles “

Tabelle 6: ASPS-Rating Scale for Therapeutic Studies (118)

3 Ergebnisse

3.1 Inkludierte Studien

Von den insgesamt 4.289 Studien erfüllten 52 die Inklusionskriterien und wurden somit in diese Arbeit aufgenommen. Das Evidenzlevel der inkludierten Studien wurden anhand der im Kapitel „Methoden“ beschriebenen „ASPS Evidence Rating Scale for therapeutic studies“ (118) erhoben. Hierbei wurden sieben Publikationen (13,5%) dem Evidenzlevel II sowie sechs Publikationen (11,5%) dem Evidenzlevel III zugeordnet. 18 Publikationen (34,6%) entsprachen dem Evidenzlevel IV und 21 Publikationen (40,4%) dem Evidenzlevel V. In den inkludierten Studien wurde keine mit dem Evidenzlevel I kategorisiert (Abbildung 30).

Großteils der inkludierten Studien waren Fallberichte (n = 21), gefolgt von Fallserien (n = 18), randomisiert kontrollierten Studien (n = 7), prospektiven Kohortenstudien (n = 4) und retrospektiven Kohortenstudien (n = 2) (Abbildung 31).

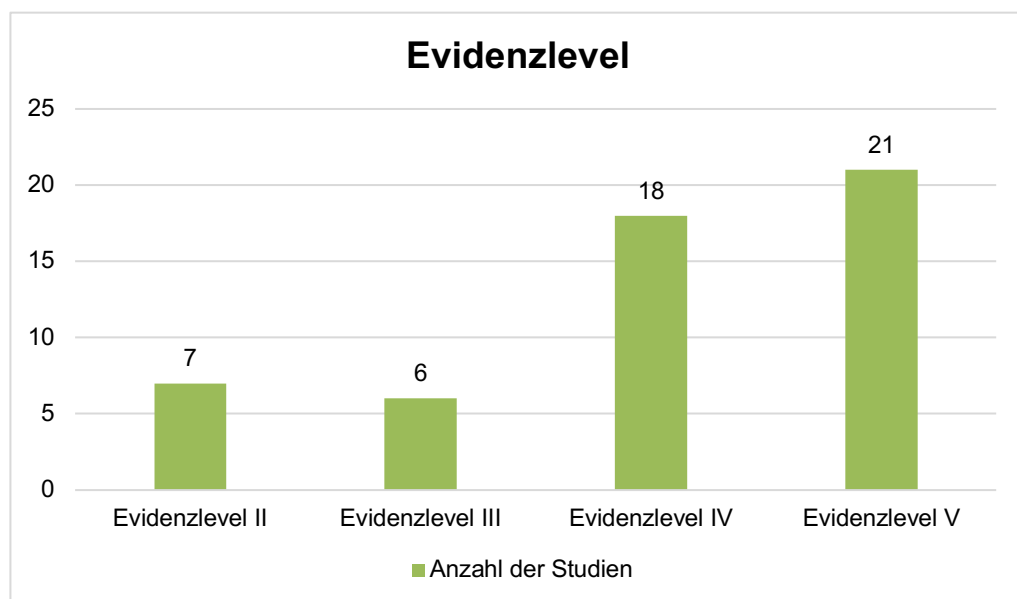


Abbildung 30: Verteilung Publikationsanzahl hinsichtlich Evidenzlevel

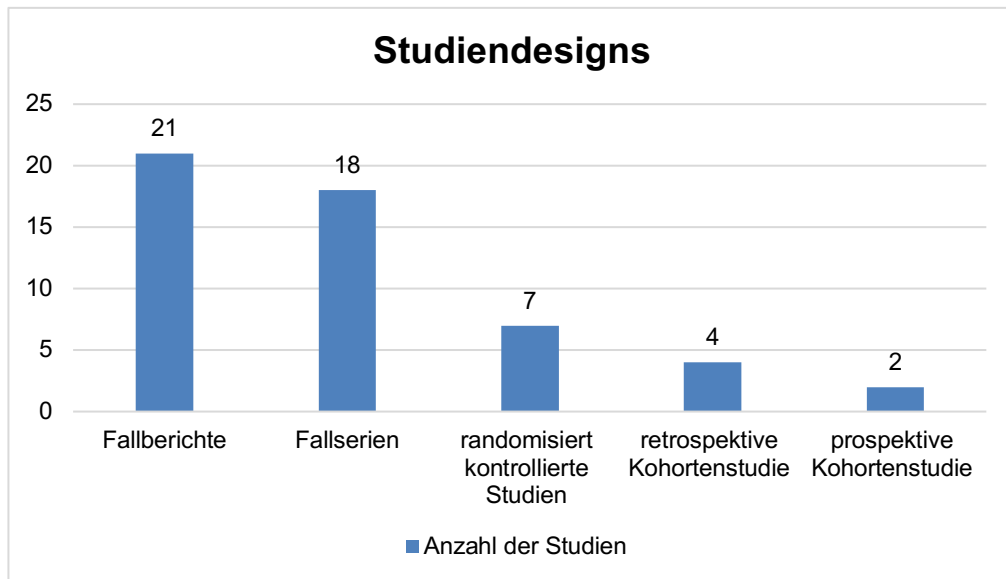


Abbildung 31: Verteilung der Studiendesigns innerhalb der inkludierten Studien

3.2 Publikationstrend

Die 52 final inkludierten Studien wurden in einem Zeitraum von 2010 bis August 2021 publiziert. Dabei zeigt sich seit 2016 ein steigender Trend (Abbildung 32) von Publikationen, die klinische Anwendungen des dreidimensionalen Drucks in der Chirurgie der oberen Extremitäten publizierten. Daten von 2021 beinhalten nicht das ganze Jahre, da die Suche im August 2021 durchgeführt wurde. Hierbei ist zu erkennen, dass 45 der Studien nach 2016 publiziert wurden.



Abbildung 32: Publikationstrend von 2010 – 2021

3.3 Klinische 3D-Applikation

Die klinischen Anwendungen des dreidimensionalen Drucks in der Chirurgie der oberen Extremitäten teilen sich in präoperative Planung, intraoperative Bohr- und Schnitt-Schablonen/patienten-spezifische Instrumente, Herstellung von Implantaten, Schienen und Prothesen auf (Abbildung 33). Während der Zusammenschau der inkludierten Studien zeigte sich, dass in 20 Publikationen (38,4%) mehrere klinische Anwendungen des 3D-Drucks beschrieben wurden. Am häufigsten wurde der dreidimensionale Druck zur präoperativen Planung verwendet (in 57,7% aller Studien beschrieben, 30 Studien), dahinter reihen sich die Herstellung von Implantaten (38,4%, 20 Studien), intraoperativen Schablonen bzw. patienten-spezifischen Instrumenten (28,8%, 15 Studien), Prothesen (13,4%, 7 Studien) und Orthesen (5,7%, 3 Studien) ein.

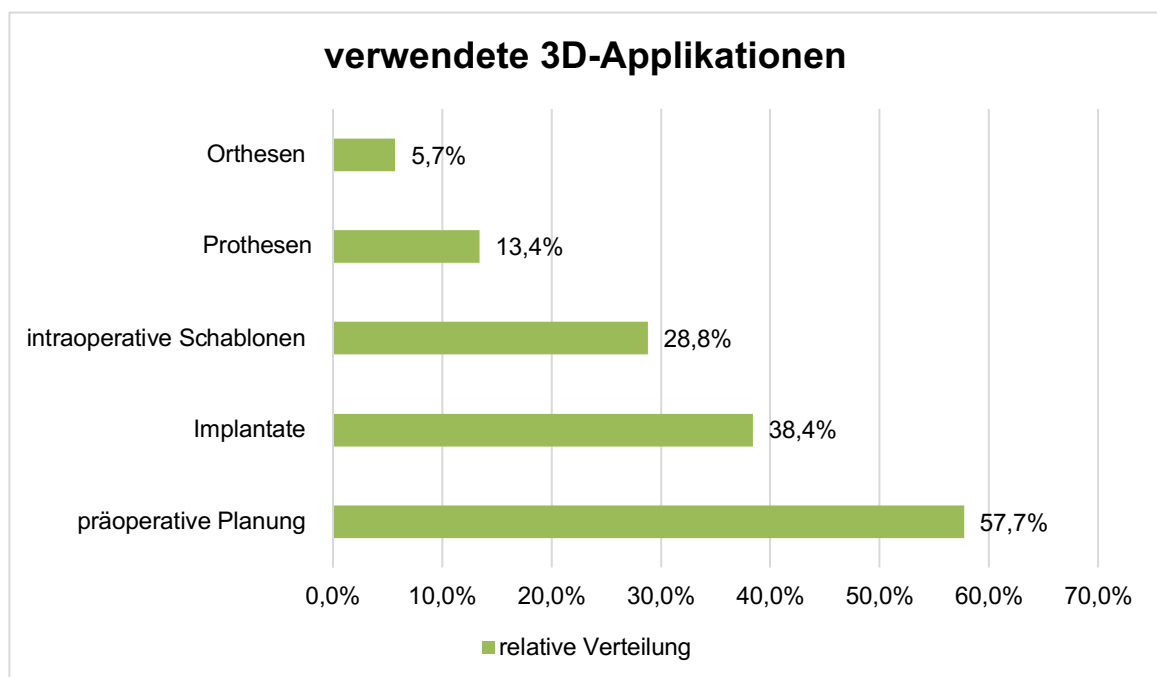


Abbildung 33: relative Verteilung der 3D-Anwendungen innerhalb der inkludierten Studien

3.4 PatientInnen

Der dreidimensionale Druck wurde insgesamt bei 355 PatientInnen innerhalb der inkludierten Studien angewendet, diese teilen sich in 115 weibliche und 178 männliche PatientInnen auf, in vier Studien wurde nur die PatientInnenanzahl (insgesamt 62 PatientInnen) angegeben. Die PatientInnenanzahl variiert zwischen einem Patienten in Bezug auf einen Fallbericht (98) bis zu 91 PatientInnen im Rahmen einer randomisiert kontrollierten Studie (54). In zwei Studien wurde keine Angabe über das Alter der PatientInnen gemacht, somit ergibt sich ein Durchschnittsalter von 36,6 Jahren (Frauen 39,6 Jahre, Männer 33,6 Jahre) in 50 Studien (Altersrange: 3 – 79 Jahre).

Insgesamt wurde in 41 Studien (78,8%) die betroffene Seite erhoben und somit sind 130 linke und 155 rechte obere Extremitäten in den inkludierten therapiert worden.

In 37 Studien (71,1%) wurde ein *Follow-up* durchgeführt, daraus ergibt sich eine durchschnittliche *Follow-up*-Länge von 16,1 Monaten.

Die Endergebnisse der 3D-Applikationen wurden in 11 Studien (21,1%) mit der konventionellen Therapie (interindividueller Vergleich) verglichen und in 41 Studien (78,9%) vor und nach der Behandlung untersucht.

3.5 Ort des Defekts

In den inkludierten Studien wurden alle Bereiche (von der Clavicula über die Scapula bis hin zu den Fingergliedern) der oberen Extremitäten mittels dreidimensionalem Druck behandelt (Abbildung 34). Es wurden in manchen Publikationen PatientInnen mit unterschiedlichen und mehreren Defektorten angegeben: der Radius wurde am häufigsten (19 Studien, 36,5%) als Defektort angegeben, gefolgt von Humerus (11 Studien, 21,1%), Ulna (11 Studien, 21,1%), Handwurzelknochen (8 Studien, 15,3%), Scapula (5 Studien, 9,6%), Finger II – V (5 Studien, 9,6%), Hand (5 Studien, 9,6%), Clavicula (3 Studien, 5,7%), Daumen (2 Studien, 3,8%) und Metakarpalknochen (1 Studie, 1,9%). Der Radius war mit 180 PatientInnen der häufigste Defektort, gefolgt von Humerus (81 PatientInnen),

Handwurzelknochen (42 PatientInnen), Ulna (25 PatientInnen) und Hand (21 PatientInnen) (Abbildung 35). Unter dem Defektort Hand wurden jene Studien bzw. PatientInnen zusammengefasst, bei denen eine unspezifische bzw. keine genaue Angabe der betroffenen Handstruktur (z.B. partielle Amputation der Hand) angegeben worden ist.

In der Studie von Fillat-Gomà (96) wurden unter anderem Defekte an der Clavicula (präoperative Planung), der Scapula (präoperative Planung und Herstellung von intraoperativen Schablonen), des Humerus (präoperative Planung, Herstellung von intraoperativen Schablonen), Radius (intraoperative Schablonen) der Ulna (intraoperative Schablonen) und eines Metakarpalknochens (intraoperative Schablonen) beschrieben. In der klinischen Studie von Wang (111) wurde nur eine Defektstelle, und zwar der distale Radius, beschrieben. Bei dieser Studie handelte es sich um eine retrospektive Studie, bei der die Therapie eines Riesenzelltumors mit dreidimensionalem Druck (Herstellung und Implantierung einer distalen Radiusprothese) mit der konventionellen Therapie verglichen wurde.

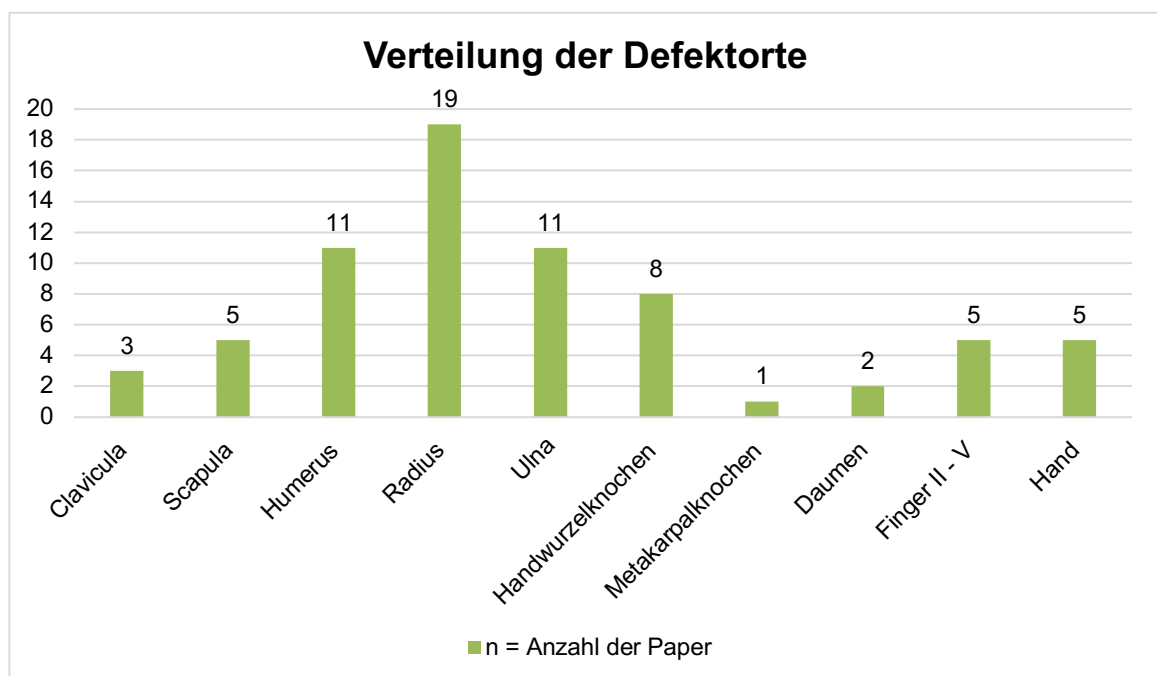


Abbildung 34: Verteilung der Studien hinsichtlich der betroffenen Strukturen innerhalb der inkludierten Studien

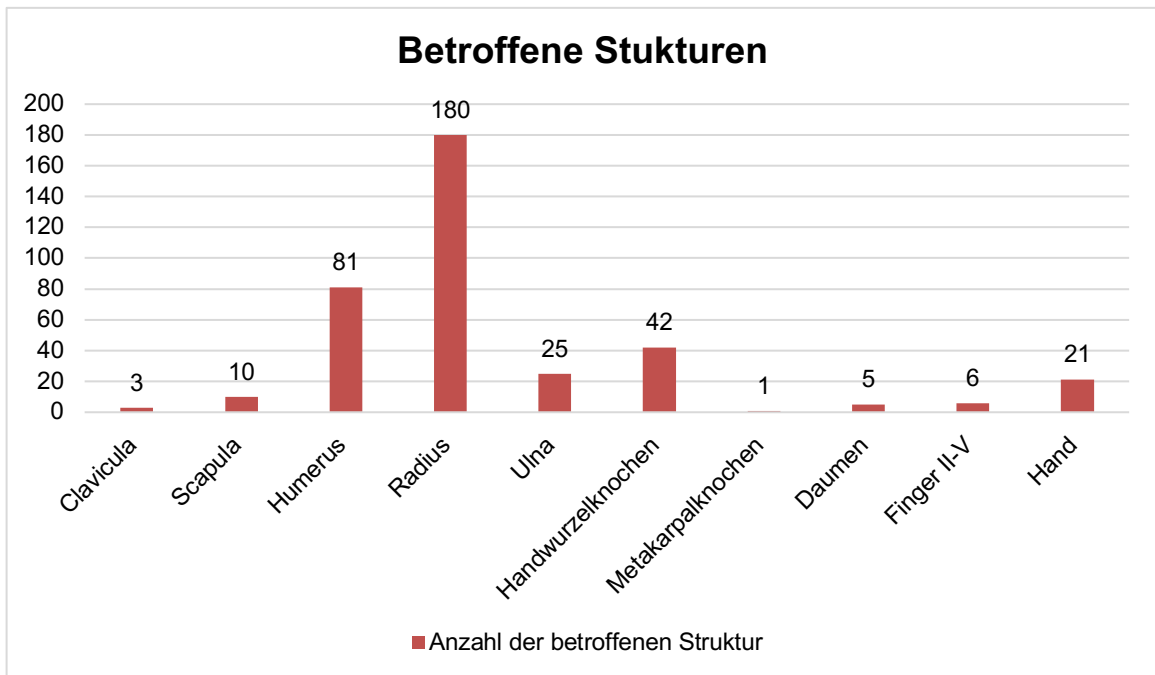


Abbildung 35: Anzahl der jeweiligen betroffenen Strukturen innerhalb der inkludierten Studien

3.6 Amputationsgrad

Da man mit dem dreidimensionalen Druck auch ganze Prothesen bei traumatischer Amputation oder kongenitaler Fehlbildung von Teilen der oberen Extremitäten herstellen kann, wurde in der Datenerhebung auch der vorliegende Amputationstyp ausgearbeitet. Von den 52 inkludierten Studien behandelten nur acht Publikationen Amputationen, wobei eine davon nicht den Amputationsgrad angegeben hat. In zwei Studien wurden mehrere Amputationsgrade angegeben (Abbildung 36). Der häufigste Amputationstyp war hier die Fingeramputation, die in vier Studien (7,6%) beschrieben wurde. Der Amputationsgrad wurde ausschließlich von Fallberichten und Fallserien beschrieben.

Young et al. (106) beschrieben in ihrer Fallserie einen Patienten, der eine traumatische Fingeramputation des Zeigefingers seiner adominanten Hand auf Höhe des PIP-Gelenks erlitt. Zur Behandlung der Amputation stellten sie verschiedene Fingerprothesen mittels dreidimensionalem Druck her und verglichen sie miteinander.

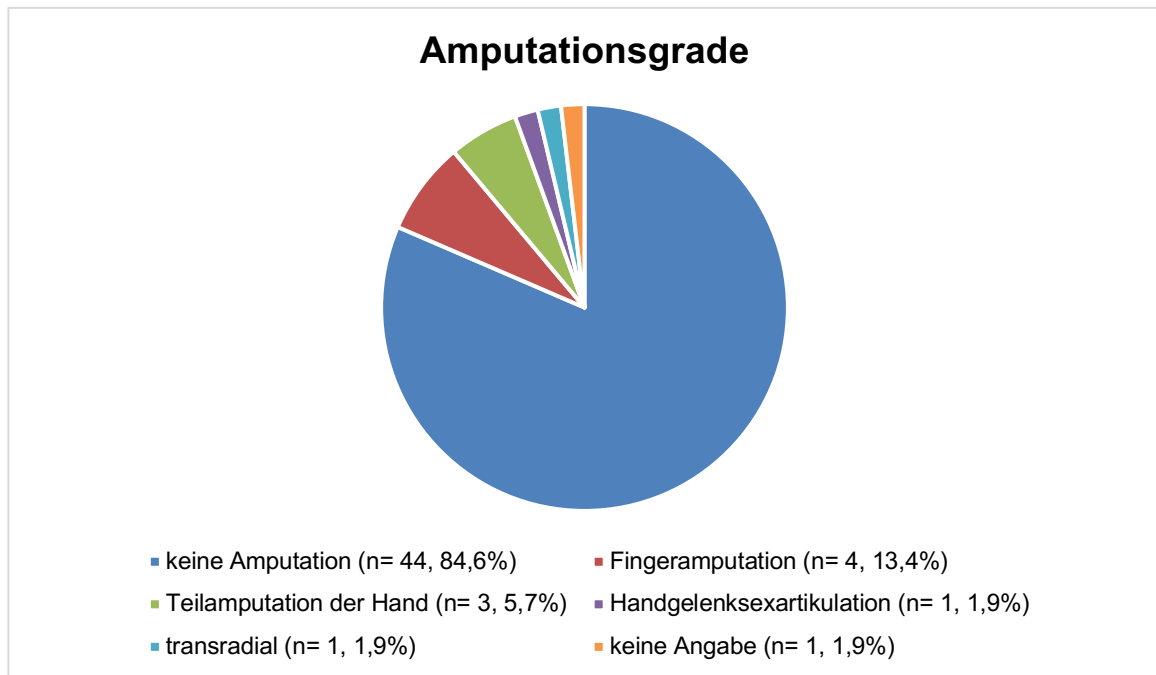


Abbildung 36: relative Verteilung der Amputationsgrade in den inkludierten Studien

3.7 Ätiologie

Die Ätiologie des Defekts an der oberen Extremität wurde erhoben, um zu sehen, in welchen Bereichen der dreidimensionale Druck zur Anwendung gekommen ist. In manchen Publikationen wurden mehrere Ätiologien für den Defekt angegeben. Insgesamt kam der dreidimensionale Druck am häufigsten in den Bereichen Trauma (65,3% aller Studien, 34 Studien), Tumorerkrankungen (15,3% aller Studien, 7 Studien), Knochenfehlstellungen (13,4% aller Studien, 6 Studien) und kongenitale Fehlbildungen (7,6% aller Studien, 3 Studien) zum Einsatz (Abbildung 37). Mit 248 PatientInnen (69,7% aller PatientInnen) stellt das Trauma die Ätiologie mit den meisten PatientInnen dar, gefolgt von Tumorerkrankungen mit 33 PatientInnen (9,2%), Knochenfehlstellungen mit 33 PatientInnen (9,2%), kongenitale Fehlbildungen mit 23 PatientInnen (6,4%), 11 PatientInnen (3,1%) mit einem *Overuse*-Syndrom, 6 PatientInnen (1,6%) mit Knochennekrose und einer Patientin (0,2%) mit infektiösem Geschehen (Abbildung 38).

Chen et. al (116) beschreiben eine Resektion einer Clavicula mit chronischer Osteomyelitis und Einbau einer PEEK-Claviculaprothese. Die randomisiert kontrollierte Studie von Kim et. al (60) beschreibt die Behandlung des *Overuse-Syndroms* des Handgelenks mittels dreidimensional gedruckter Orthese. Hiermit zeigt sich, dass die Ätiologie keinen Einfluss auf die Einsatzmöglichkeit des dreidimensionalen Drucks hat. Am häufigsten kommt er zur Anwendung bei stattgefundenem Trauma, Tumorerkrankungen, Knochenfehlstellungen und kongenitalen Fehlbildungen der oberen Extremität.

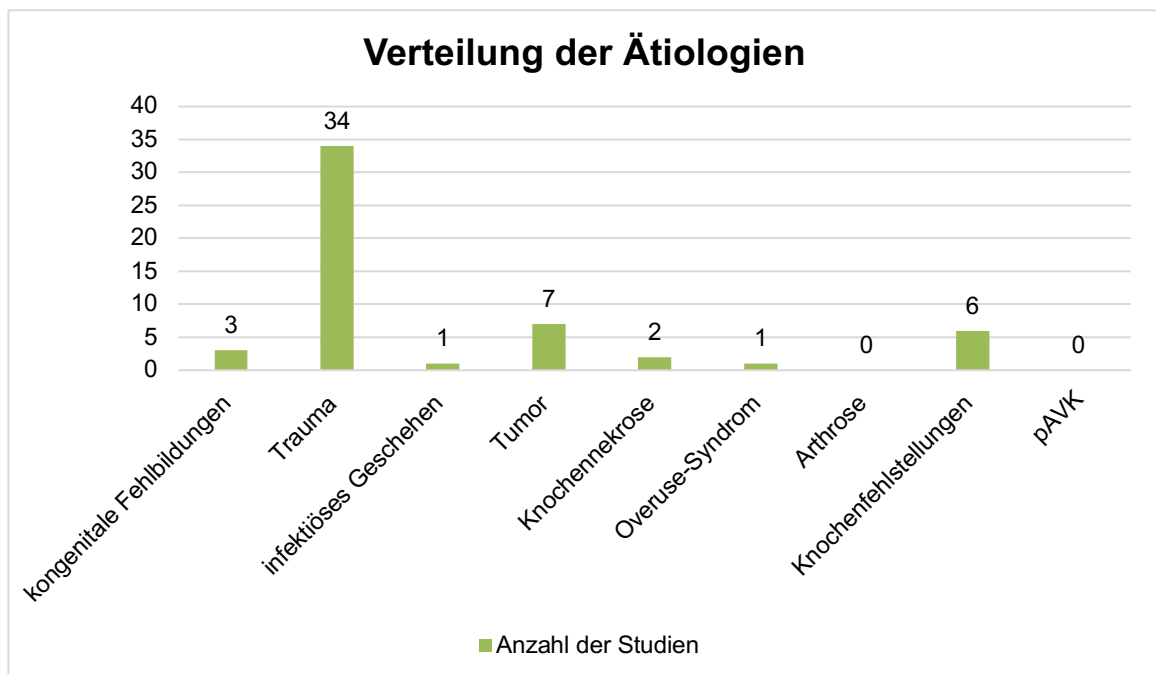


Abbildung 37: Verteilung der Studien hinsichtlich der Ätiologie innerhalb der inkludierten Studien

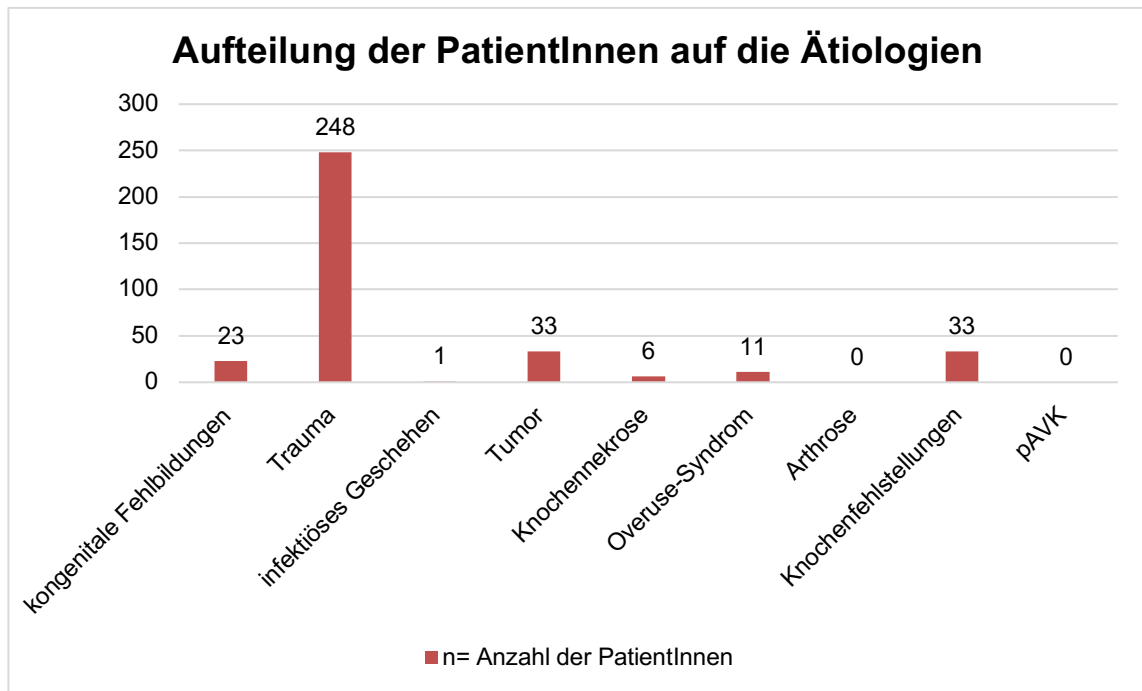


Abbildung 38: PatientInnenanzahl jeder einzelnen Ätiologie innerhalb der inkludierten Studien

3.8 3D-Druckverfahren

Zur Evaluierung, welches 3D-Druckverfahren am häufigsten in der Chirurgie der oberen Extremitäten zur Fertigung der Applikationen verwendet wird, wurde auch in der Datenanalyse die 3D-Drucktechnologie erhoben. In 33 (63,4%) Studien wurden keine Angaben zum 3D-Druckverfahren gegeben. In Tabelle 7 werden die angegebenen 3D-Druckverfahren, und die damit hergestellte Anwendung kurz zusammengefasst.

Druckverfahren	Studienanzahl	Gedruckte 3D-Applikation
<i>Fused Deposition Modelling</i>	6	Präoperative Planung, intraoperative Schablonen, Orthesen, Prothesen
<i>Stereolithografie</i>	1	Präoperative Planung, Prothese
<i>Electro-beam Melting</i>	6	Implantate, Prothesen
<i>Direct Metal Laser Sintering</i>	6	Prothesen, Implantate

Tabelle 7: 3D-Druckverfahren der inkludierten Studien

3.9 3D-Druckmaterialien

Um einen Überblick über die verwendeten Materialien für die unterschiedlichen Anwendungen zu bekommen, wurde in der Datenerhebung auch das Material der Applikation erhoben. Mehrere Materialien waren pro Studie möglich, da auch mehrere Anwendungen angefertigt wurden. In 16 Studien (30,7%) wurde keine Angabe über das Fertigungsmaterial gemacht. In Tabelle 8 werden die Materialien mit ihrer Applikation aufgelistet.

<i>Material</i>	<i>Studienanzahl</i>	<i>Anwendung</i>
<i>Thermoplast</i>	6	Präoperative Planung, intraoperative Schablonen, Prothesen, Orthesen
<i>Metall-/Keramikpulver</i>	4	Endoprothetik
<i>Polymer</i>	20	Präoperative Planung, intraoperative Schablonen, Prothesen, Orthesen
<i>Titan</i>	9	Endoprothetik, Implantate
<i>Harz</i>	3	Präoperative Planung, Intraoperative Schablonen

Tabelle 8: Verwendete Materialien für 3D-Anwendungen innerhalb der inkludierten Studien

3.10 Messungen für den 3D-Druck

Die Messungen für den 3D-Druck stammen von den PatientInnen selbst. Je nach Anforderung an die 3D-Anwendung, nimmt man Maße der betroffenen Seite (ipsilaterale Seite), der nicht betroffenen Seite (kontralaterale Seite) oder von beiden Seiten.

Die Messungen für den dreidimensionalen Druck wurden in 23 Publikationen (44,2%) an beiden Seiten, in 20 Publikationen (38,4%) an der nicht betroffenen Seite und in acht (15,4%) Publikationen an der betroffenen Seite durchgeführt. Eine Studie gab keine Messung für den 3D-Druck an.

Zuniga et. al (119) testeten in ihrer Studie die Fernanpassung von 3D-gedruckten Handprothesen bei Kindern und Erwachsenen mit kongenitaler Fehlbildung oder traumatischer Amputation der oberen Extremität. Dazu wurde eine detaillierte Anleitung an die Betroffenen geschickt, diese machten anhand der

Anleitung die Messungen für den 3D-Druck, fotografierten die Messungen und schickten die Ergebnisse wieder retour. Anhand der Messungen passten die Forschenden die 3D-gedruckten Prothesen an die Betroffenen an.

Bauer et al. (59) behandelten in ihrer Studie Unterarmdeformitäten, in dem sie von beiden oberen Extremitäten CT-Bilder anfertigten. Danach wurde die nicht betroffene Seite gespiegelt und über die betroffene Seite gelegt, anhand dieser Überlagerung konnten sie mit dem Computer die Osteotomie planen und entsprechende Schnittschablonen mit dem 3D-Drucker herstellen (59).

3.11 Outcome

Zur Beurteilung der angewendeten 3D-gedruckten Applikation wurden innerhalb der inkludierten Studien verschiedene Parameter erhoben: Dazu zählen die Operationsdauer, *Range of Motion* (ROM), Funktion, Schmerzen, Stärke / Kraft, PatientInnenzufriedenheit und die Kommunikation zwischen Arzt/Ärztin und PatientIn.

3.11.1 Operationsdauer

Die Operationsdauer wurden in insgesamt elf (21,1%) Publikationen erhoben, diese teilen sich in acht klinische Studien und drei Fallserien auf. Bei den klinischen Studien handelte es sich ausschließlich um Osteosynthesen, die Fallserien handelten von einer Lunatumnekrose (108), einer Daumenrekonstruktion (120) und von Osteosynthesen (96). Da es bei den Fallserien keine Vergleichsgruppe gibt, wurden sie nicht in die Auflistung miteinbezogen. Die in Tabelle 9 angegebenen Daten (PatientInnenanzahl, durchschnittliche Operationszeiten der beiden Gruppen und p-Werte) wurden aus den Studien übernommen und nicht selbst berechnet. In den acht klinischen Studien zeigten sich signifikante Unterschiede in den Operationszeiten zwischen den 3D- und konventionellen Gruppen, die Operationszeiten innerhalb der 3D-Gruppen präsentieren sich signifikant kürzer.

Im Durchschnitt kam es in den acht klinischen Studien zu einer Verkürzung der Operationszeit durch die klinische Anwendung des 3D-Drucks von 21,4 Minuten bzw. 22,23%.

Autor	Indikation	Anzahl (3D: konventionell)	3D- Gruppe (Minuten)	Konventionelle Gruppe (Minuten)	p-Wert
Yang et al. (55)	Ellbogenfrakturen	40 (20:20)	61 ± 13	82 ± 22	0.023
Chen et al. (57)	Intrakondyläre Humerusfrakturen	48 (23:25)	66.5 ± 5.3	75.4 ± 6.0	<0.001
Kong et al. (56)	distale Radiusfrakturen	32 (16:16)	51.4 ± 6.8	63.5 ± 5.9	<0.001
Yin et al. (121)	Scaphoid- Fraktur/Nonunion	16 (8:8)	69.4 ± 15.3	94.1 ± 18.7	0.012
Zheng et al. (54)	Intraartikuläre Humerusfrakturen	91 (43:48)	76.6 ± 7.9	92.0 ± 10.5	<0.0001
Schweizer et al. (122)	Scaphoid- Fraktur/Nonunion	22 (9:13)	118 ± 26	150 ± 35	0.01
Bauer et al. (59)	Unterarm- Deformitäten	56 (25:31)	108 ± 26	140 ± 37	<0.05
Zhang et al. (123)	Ellbogen- Deformität (Varus)	25 (14:11)	48.3 ± 8.9	73.5 ± 10.3	<0.001
Insgesamt		330 (158:172)	74.9 ± 13,65	96.312 ± 18.175	

Tabelle 9: Durchschnittliche Operationszeiten

3.11.2 **Range of Motion**

Die Range of Motion der oberen Extremität wurde in 35 (67,3%) der 52 Studien zur Bewertung der 3D-Applikation verwendet. Dazu wurde vor und nach der Operation die Range of Motion der PatientInnen erhoben und miteinander verglichen, bei Vorhandensein einer Vergleichsgruppe (konventionelle Gruppe) wurden die Ergebnisse der beiden Gruppen verglichen. In 28 Studien (40,3%) erfolgte der Vergleich der *Range of Motion* (ROM) aufgrund des Fehlens einer Vergleichsgruppe mit präoperativen Ausgangswerten. Dabei zeigte sich, dass in 10 Level IV und 18 Level V Studien eine Verbesserung durch die 3D-Anwendung erzielt

worden ist (Abbildung 39). Eine funktionelle Verschlechterung wurde in diesen Studien nicht beobachtet. In sieben Studien erfolgte der Vergleich zwischen 3D-Gruppe und konventionellen Therapien hinsichtlich der *ROM* (Abbildung 40). In beiden Gruppen (3D-Druck vs. konventionell) kam es zur Verbesserung der *ROM* vergleichend zu den jeweiligen präoperativen Ausgangswerten. In einer Studie (Evidenzlevel III) konnte zwischen 3D-Druck und konventioneller Behandlung eine signifikante *ROM*-Verbesserung in der 3D-Gruppe aufgezeigt werden (111). In vier Evidenzlevel II (54,56,57,121) und zwei Evidenzlevel III Studien (59,123) zeigte sich jedoch kein interindividueller signifikanter Unterschied der beiden Gruppen (3D-Druck vs. konventionell). In Tabelle 10 werden die Ergebnisse der Studien mit interindividuellem Vergleich der *ROM* sowie ihrer Ergebnisse aufgelistet.

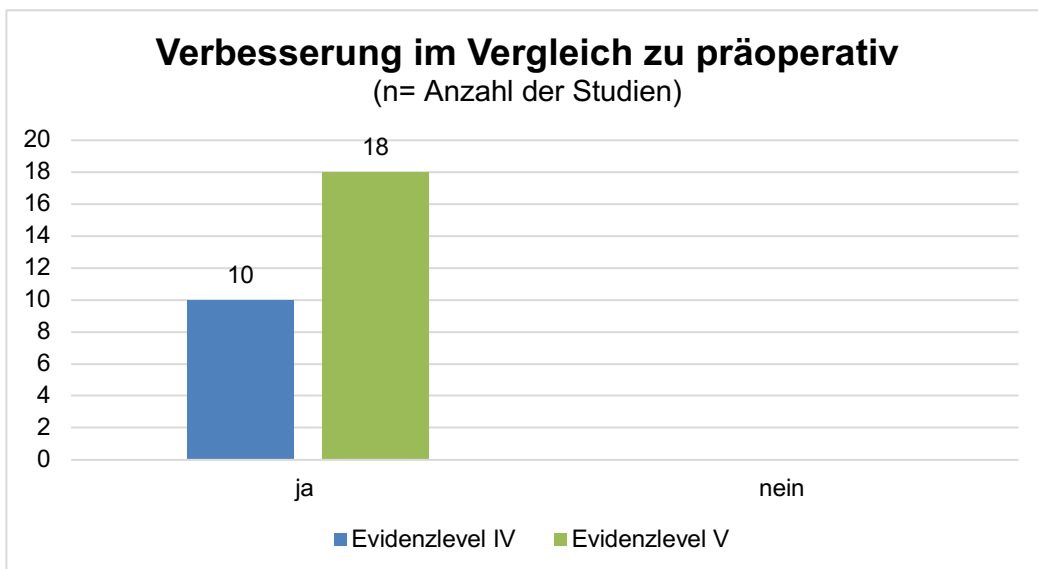


Abbildung 39: Verbesserung der *Range of Motion* im Vergleich zur präoperativen Ausgangslage

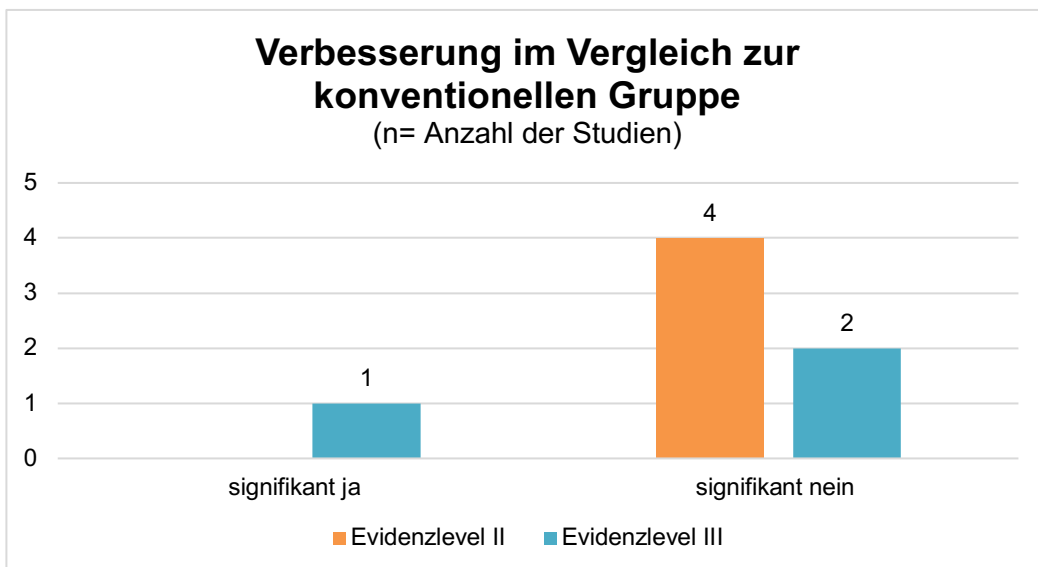


Abbildung 40: Verbesserung der *Range of Motion* im Vergleich zur konventionellen Gruppe

Autor	Anzahl (3D: konventionell)	Bewegung	Ø 3D- Gruppe	Ø Konventionelle Gruppe	p-Wert
<i>Wang et al. (111)</i>	15:15	Flexion (°)	61.7	38.8	<0.01
		Extension (°)	45.0	26.3	0.02
		Supination (°)	60.0	55.0	0.187
		Pronation (°)	54.7	52.0	0.683
<i>Zheng et al. (54)</i>	43:48	Flexion (°)	115.2	112.3	0.416
		Extension (°)	23.8	24.8	0.569
		Pronation (°)	80.1	80.7	0.690
		Supination (°)	81.3	79.8	0.382
<i>Kong et al. (56)</i>	16:16	Flexion (°)	69.3	68.4	0.70
		Extension (°)	61.2	62.1	0.81
		Radialduktion (°)	24.8	23.2	0.38
		Ulnarduktion (°)	22.0	19.8	0.35
		Pronation (°)	78.0	78.4	0.94
		Supination (°)	82.0	79.9	0.69
<i>Chen et al. (57)</i>	23:25	Flexion (°)	3.1	3.6	0.511
		Extension (°)	4.1	3.8	0.765
		Pronation (°)	5.1	4.5	0.548
		Supination (°)	4.4	4.9	0.613
<i>Zhang et al. (123)</i>	14:11	Flexion (°)	131.6	128.7	0.451
		Rotation (°)	146.2	143.5	0.192
		Extension (°)	2.6	2.4	0.523
<i>Yin et al. (121)</i>	8:8	Flexion-Extension			
		Radial-Ulnar- Duktion	-0.08	-0.09	0.69
		Pronation- Supination	-0.12	-0.10	0.41
			-0.00	0.02	0.73
<i>Bauer et al. (59)</i>	25:31	Flexion/Extension (°)	25	28	Kein p- Wert gegeben
		Pro-/Supination (°)	43	41	

Tabelle 10: inkludierte Studien mit interindividuellem Vergleich der ROM

3.11.3 Funktionstests

Neben der *Range of Motion* wurden auch Funktionstests zur Überprüfung der Wirksamkeit der 3D-Anwendung in 33 Studien (63,4%) durchgeführt und stellt somit den zweithäufigsten Parameter zur Evaluierung.

Die inkludierten Studien führten u.a. die Funktionstests (*modified*) *Mayo Wrist Score*, *Disability of Arm, Shoulder and Hand (DASH)*, *quickDASH* (kürzere Variante des DASH), den *Jebesen-Taylor-Hand-Function-Test (JHFT)* oder auch den *Mayo Elbow Performance Score (MEPS)* durch.

26 Studien (48%) verglichen die postoperative Funktion mit der präoperativen Ausgangsfunktion, dabei zeigte sich, dass es in einer Level III, neun Level IV und 20 Level V Studien zu einer Verbesserung der Funktion durch die 3D-Druck-Anwendung gekommen ist (Abbildung 41). In den sieben Studien mit Vergleichsgruppe (konventionelle Therapie-Gruppe) gab es in zwei Level II Studien (55,111) einen signifikanten Unterschied zwischen der 3D- und konventionellen Gruppe, dabei zeigten die 3D-Druck-Gruppen beider Studien eine signifikant bessere Funktion als die konventionelle Therapiegruppen. In fünf Level II Studien (54,56,60,103,121) kam es zu keinem signifikanten Unterschied der beiden Gruppen (Abbildung 42).

Studien mit interindividuellem Vergleich der Funktionalität werden in Tabelle 11 aufgelistet.

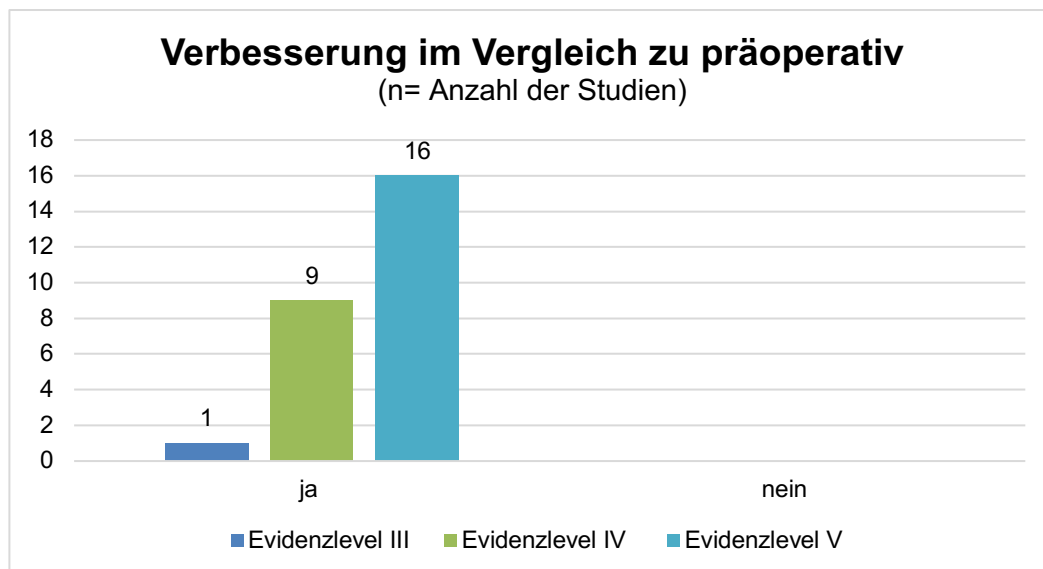


Abbildung 41: Funktionsverbesserung im Vergleich zu präoperativ

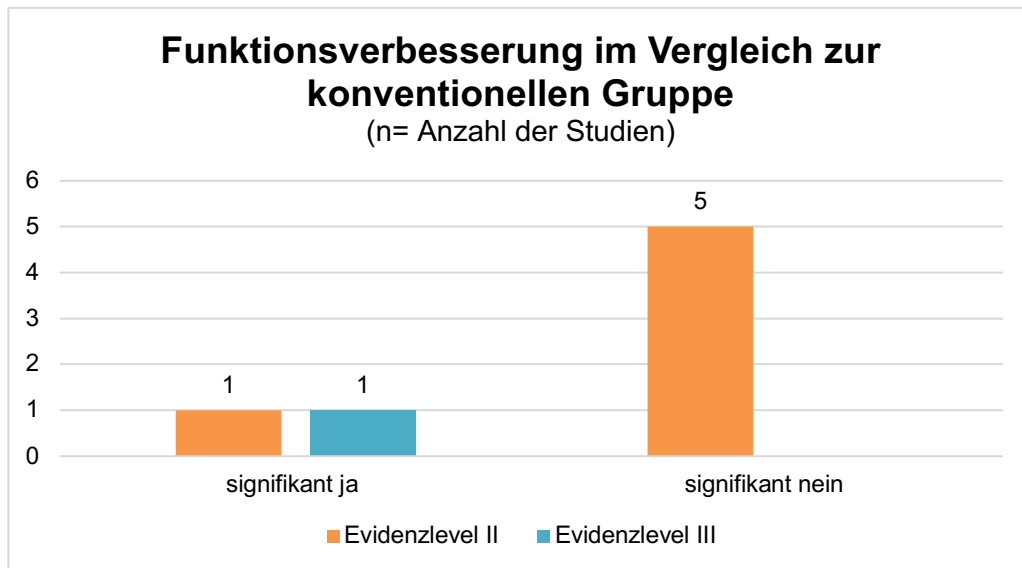


Abbildung 42: Funktionsverbesserung im Vergleich zur konventionellen Gruppe

Autor	Anzahl (3D: konventionell)	Test	3D-Gruppe	Konventionelle Gruppe	p-Wert
Yang et al. (55)	20:20	Mayo Elbow Function Score	88 ± 4	82 ± 6	0.001
Wang et al. (111)	15:15	Mayo Wrist Score	65.0	71.0	0.013
Zheng et al. (54)	43:48	Mayo Elbow Performance Score	85.2 ± 9.6	83.1 ± 10.0	0.448
Kong et al. (56)	16:16	DASH	23.8 ± 8.1	24.5 ± 7.0	0.80
Yin et al. (121)	8:8	Modified Mayo Scores (Verbesserung zu präoperativ)	9.4 ± 9.8	5.6 ± 12.7	0.52
Chen et al. (103)	20:20:20	Green and O'Brien Score (Cooney Modification)	85.0	65.0, 70.0	Kein p-Wert gegeben
Kim et al. (60)	11:11	JHFT	4.3 ± 6.9	1.0 ± 6.8	0.101

Tabelle 11: Funktionsverbesserung bei inkludierten Studien mit Vergleichsgruppe (konventionelle Gruppe)

3.11.4 Schmerzen

In insgesamt 25 Studien (48%) wurden die Schmerzen der PatientInnen vor und nach der Applikation der 3D-Anwendung erhoben. Zur Erhebung wurde hauptsächlich der *Visuell Analog Score* (VAS) verwendet.

Kim et al. verwendeten zur Erhebung des Schmerzgrades den *Patient-Rated Wrist Evaluation* (PRWE)-Test (60).

In 21 Studien (40,3%) wurden die Schmerzen im Vergleich zu den präoperativen Schmerzen verglichen, in einer Level III, sieben Level IV und 13 Level V Studien zeigte sich eine Schmerzlinderung (Abbildung 43). In drei Level II (56,60,121) und einer Level III (111) Studie zeigte sich kein signifikanter Unterschied in der Schmerzlinderung zwischen der 3D- und konventionellen Gruppe (Abbildung 44).

Studien, die einen interindividuellen Vergleich der Schmerzlinderung durchführten, werden in Tabelle 12 angegeben.

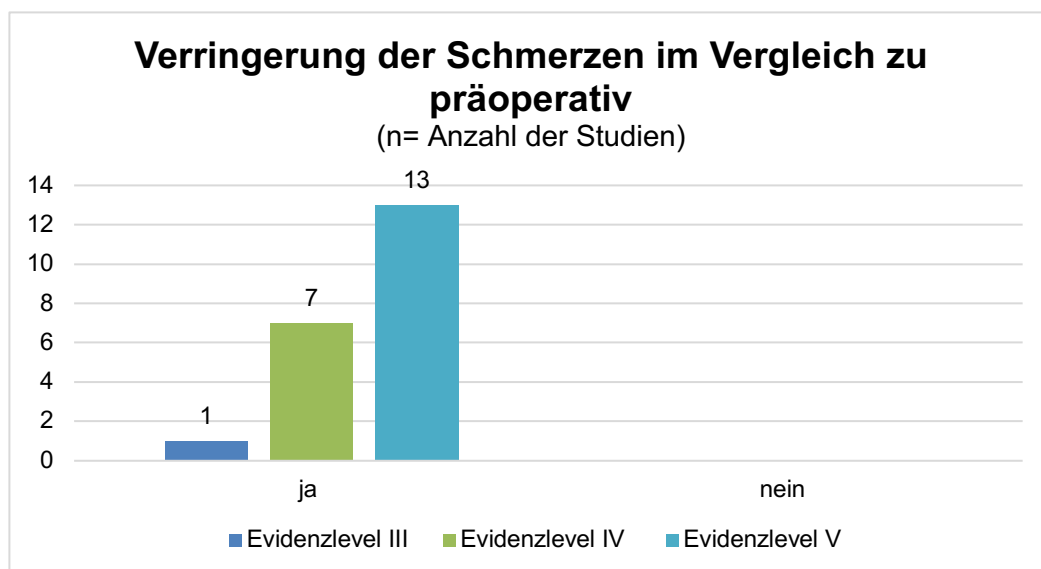


Abbildung 43: Verringerung der Schmerzen im Vergleich zu präoperativ

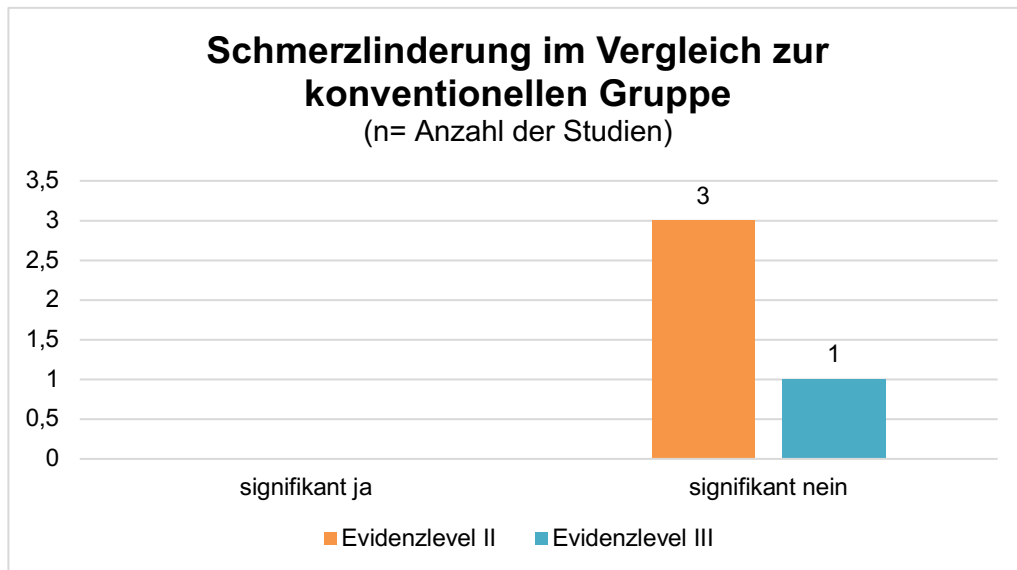


Abbildung 44: Schmerzlinderung im Vergleich zur konventionellen Gruppe

Autor	Anzahl (3D: konventionell)	Test	3D- Gruppe	konventionelle Gruppe	Signifikanter Unterschied und p-Wert
<i>Kong et al. (56)</i>	16:16	VAS	0.9 ± 0.2	0.9 ± 0.3	Nein, 0.91
<i>Kim et al. (60)</i>	11:11	PRWE	19.2 ± 6.2	23.4 ± 6.9	Nein, 0.109
<i>Wang et al. (111)</i>	15:15	VAS	1.2	1.3	Nein, 0.806
<i>Yin et al. (121)</i>	8:8	VAS-Verbesserung	4.20 ± 2.06	4.17 ± 1.47	Nein, 0.98

Tabelle 12: Schmerzlinderung bei Studien mit Vergleichsgruppe (konventionelle Gruppe)

3.11.5 Kraftgrad

Der Kraftgrad wurde in 18 Studien (34,6%) erhoben, 15 Studien (eine Level III, zwei Level III, fünf Level IV und sieben Level V Studien) davon verglichen die postoperativen Kraftgrade mit den präoperativen Ausgangswerten, dabei zeigte sich eine Verbesserung des Kraftgrades in allen 15 Studien (Abbildung 45). Drei Studien verglichen die postoperativen Kraftgrade der 3D- und konventionellen Gruppe: in einer Level III Studie zeigte sich ein signifikanter Unterschied der beiden Gruppen (111). In einer Level II (121) und einer Level III (59) Studie kam es zu keinem signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen (Abbildung 46).

Studien mit interindividuellem Vergleich der Kraftverbesserung werden in Tabelle 13 angeführt.

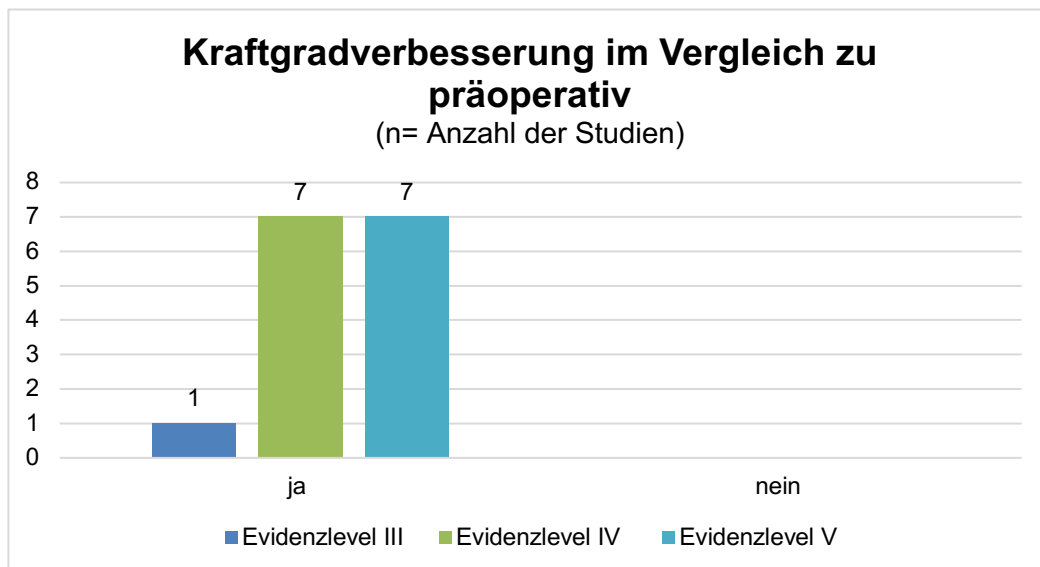


Abbildung 45: Verbesserung des Kraftgrads im Vergleich zu präoperativ

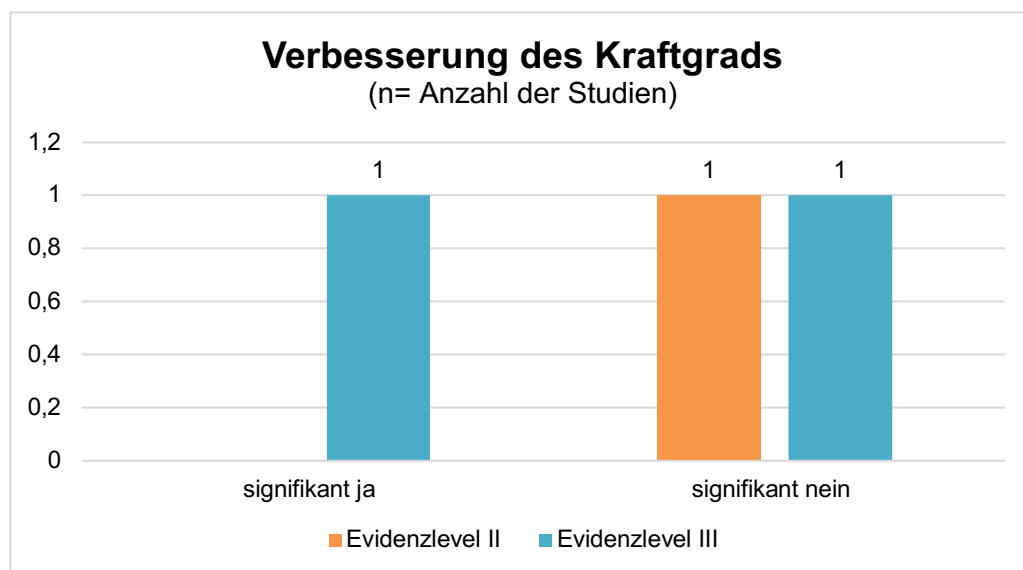


Abbildung 46: Verbesserung des Kraftgrades im Vergleich zur konventionellen Gruppe

Autor	Anzahl (3D: konventionell)	Test	3D- Gruppe	Konventionelle Gruppe	Signifikanter Unterschied und p-Wert
<i>Wang et al. (111)</i>	15:15	% der gesunden Seite	64.4 %	54.7%	Ja, 0.03
<i>Yin et al. (121)</i>	8:8	Verhältnis von verletzt zu gesund	0.11 ± 0.18	0.15 ± 0.18	Nein, 0.70
<i>Bauer et al. (59)</i>	25:31	Verbesserung zu präoperativ (kg)	4.1 ± 7.7	3.1 ± 9.8	kein p-Wert angegeben

Tabelle 13: Kraftgradverbesserung bei Studien mit Vergleich zur konventionellen Gruppe

3.11.6 PatientInnenzufriedenheit

Die PatientInnenzufriedenheit wurde in 13 der 52 Studien (25% aller Studien) erhoben. In zwei Studien (eine Level II und eine Level IV Studien) wurde zur Evaluierung der *Orthotics and Prosthetics Users' Survey* (OPUS) durchgeführt, dieser behandelt in 28 Fragen die Durchführbarkeit von alltäglichen Aktivitäten mit einer Orthese oder Prothese. Die Fragen können mit „sehr leicht“, „leicht“, „etwas schwierig“, „sehr schwer“, „nicht durchführbar“ oder „nicht anwendbar“ beantwortet werden. Kim et al. (60) führten in ihrer kontrolliert randomisierten Studie den OPUS durch, dabei zeigte sich, dass in der 3D-Gruppe zwei Fragen (Zahnpasta auf die Zahnbürste geben und Bedienung eines Smartphones) signifikant höher beantwortet wurden als in der konventionellen Gruppe. In den übrigen Fragen gab es keinen weiteren signifikanten Unterschied.

Die PatientInnenzufriedenheit kann auch mittels *Quebec User Evaluation of Satisfaction with assistive Technology* (QUEST) erhoben werden, dieser Fragebogen behandelt die Prothese (Dimensionen, Gewicht, Sicherheit, Handhabung und Effektivität) und den Service (Lieferung der Prothese, Reparaturen, *Follow-up-Service* und Zufriedenheit mit dem Service). Die Fragen werden mit einem Punktesystem von ein bis fünf beantwortet (1= ganz und gar nicht zufrieden, 2= nicht sehr zufrieden, 3= mehr oder weniger zufrieden, 4= ziemlich

zufrieden, 5= sehr zufrieden). Der QUEST wurde in zwei inkludierten Studien durchgeführt (eine Level IV und eine Level V Studie). In der Studie von Zuniga et al. (119) zeigte sich ein durchschnittlicher QUEST-Score von $4,10 \pm 0,49$. Young et al. (106) verglichen eine 3D-Teilfingerprothese mit einer konventionellen, dabei schnitt die 3D-Prothese mit einem QUEST-Wert von $3,3 \pm 1,2$ besser ab als die konventionelle ($2,5 \pm 0,5$).

Chen et al.(57) befragten in ihrer randomisierten Studie sowohl die 3D- als auch die konventionelle Gruppe über die Zufriedenheit des 3D-Modells, dabei mussten sie Frage beantworten, wie viel sie von ihrer Fraktur oder dem Operationsplan wissen. Die Fragen wurden mit einem Punktesystem von 0 bis 10 beantwortet, wobei 0 der niedrigste und 10 die höchste Punkteanzahl darstellte. Dabei zeigte sich, dass die 3D-Gruppe die Fragen nach der Fraktur ($7,6 \pm 1,6$) und dem Operationsplan ($7,3 \pm 1,8$) signifikant höher beantworteten als die konventionelle Gruppe ($5,1 \pm 2,1$ und $5,4 \pm 1,9$).

Chen et al. (103) entwickelten einen eigenen Fragebogen, dabei fragten sie nach Komfort der Orthese, der PatientInnencompliance, Orthesengeruch nach längerer Anwendung und Juckreiz durch die Orthese. Die PatientInnen konnten die Fragen mit einer Punkteskala von 0 bis 3 beantworten, wobei 0 die schlechteste und 3 die beste Bewertung waren. Sie verglichen die Durchschnittswerte der 3D-gedruckten Orthese mit zwei konventionellen Therapien (Gips und Schiene). Hierbei zeigte sich eine höhere Zufriedenheit in der 3D-Gruppe ($2,70 \pm 0,470$) in den Bereichen Komfort gegenüber den beiden konventionellen Gruppen ($1,45 \pm 0,605$ und $1,6 \pm 0,639$). Die Gruppe mit konventioneller Schiene hatte jedoch eine höhere Zufriedenheit in den Bereichen Geruch ($2,05 \pm 0,5,10$) und Juckreiz ($2,35 \pm 0,587$) im Vergleich zur 3D- ($1,90 \pm 0,718$ und $2,20 \pm 0,523$) und Gips-Gruppe ($1,50 \pm 0,513$ und $1,80 \pm 0,410$).

Im Fallbericht von Xu et al. (124) wurde der *Children Amputee Prosthetics Projects score - Prosthesis Satisfaction Inventory* (CAPP-PSI) Score verwendet um die Zufriedenheit des Kindes mit der 3D-Prothese zu evaluieren. Der CAPP-PSI behandelt die Passform, die Funktion, das Erscheinungsbild der Prothese und den Service, jeder dieser Aspekte wurde mit einem Punktesystem von 0 bis 4

beantwortet (0= überhaupt nicht zufrieden, 1= ein bisschen zufrieden, 2= einigermaßen zufrieden, 3= sehr zufrieden, 4= sehr sehr zufrieden). Das Kind erzielte einen CAPP-PSI-Score von 35 (maximale Punktezahl 56).

3.11.7 Kommunikation

Kommunikation zwischen Arzt/Ärztin und Patient/in wurde allerdings nur in einer Studie erhoben, dies geschah im Rahmen einer Befragung zur Zufriedenheit der 3D-Anwendung des ärztlichen Teams und des Patienten/ der Patientin. Zheng et al. (54) erstellten selbst einen Fragebogen, der beim ärztlichen Team folgende Aspekte behandelte: Ähnlichkeit des 3D-Modells mit der tatsächlichen Fraktur, Darstellung der anatomischen Struktur der Fraktur, Nützlichkeit des 3D-Modells in der Diagnostik und präoperativen Planung, generelle Zufriedenheit mit dem 3D-Modell und wie sehr das 3D-Modell bei der Kommunikation mit dem Patienten/ der Patientin hilft. Die PatientInnen wurden wiederum befragt, ob das 3D-Modell hilft die Kommunikation mit dem Arzt/ der Ärztin zu verbessern, sie durch das 3D-Modell den Operationsplan und ihre Verletzung besser verstehen und wie ihre generelle Zufriedenheit mit dem 3D-Modell ist. Die Fragen konnten mit einem Punktesystem werden, dabei war eins die niedrigste und zehn die höchste Punktezahl. Dabei wurde die Frage zur Kommunikation vom ärztlichen Team durchschnittlich mit $8,7 \pm 0,7$ und von den PatientInnen durchschnittlich mit $8,8 \pm 1$ beantwortet. Damit wirkte sich das 3D-gedruckte Modell positiv auf die Kommunikation zwischen dem ärztlichen Team und PatientIn aus.

3.11.8 Übersichtstabelle der Studien mit interindividuellem Vergleich

In Tabelle 14 werden jene Studien zusammengefasst, die einen interindividuellen Vergleich der 3D-Gruppe und der konventionellen Therapie durchgeführt haben.

Autor	Jahr	Anzahl (3D: Konventionell)	Parameter	Signifikanter Unterschied
<i>Zheng et al. (54)</i>	2018	43:48	Operationsdauer ROM Funktion Kommunikation Zufriedenheit	Ja, kürzer in 3D Nein Nein
<i>Kong et al. (56)</i>	2020	16:16	Operationsdauer ROM Schmerzen Funktion	Ja, kürzer in 3D Nein Nein Nein
<i>Chen et. al (57)</i>	2019	23:25	Operationsdauer ROM Zufriedenheit	Ja, kürzer in 3D Nein
<i>Yang et al. (55)</i>	2017	20:20	Operationsdauer Funktion	Ja, kürzer in 3D Ja, besser in 3D
<i>Yin et al. (121)</i>	2020	8:8	Operationsdauer ROM Kraft Schmerzen Funktion	Ja, kürzer in 3D Nein Nein Nein Nein
<i>Chen et al. (103)</i>	2020	20:40	Funktion Zufriedenheit	Nein
<i>Kim et al. (60)</i>	2018	11:11	Schmerzen Funktion Zufriedenheit	Nein Nein

<i>Wang et al. (111)</i>	2020	15:15	ROM	Ja, besser in 3D
			Kraft	Ja, besser in 3D
			Schmerzen	Nein
			Funktion	Ja, besser in 3D
<i>Schweizer et al. (122)</i>	2016	9:13	Operationsdauer	Ja, kürzer in 3D
<i>Bauer et al. (59)</i>	2017	25:31	Operationsdauer	Ja, kürzer in 3D
			ROM	Nein
			Kraft	Nein
<i>Zhang et al. (123)</i>	2019	14:11	Operationsdauer	Ja, kürzer in 3D
			ROM	Nein
			Zufriedenheit	Nein

Tabelle 14: Übersichtstabelle der inkludierten Studien mit interindividuellem Vergleich (3D-Druck vs. konventionelle Therapie)

3.11.9 Aufteilung der Parameter auf die Evidenzlevel

In Abbildung 47 sind nochmals die erhobenen Parameter der inkludierten Studien nach ihren Evidenzlevel aufgelistet. Hier ist wiederum zu sehen, dass keine Studien mit dem Evidenzlevel I und vermehrt Studien mit dem Evidenzlevel IV (Fallserien) und V (Fallberichte) publiziert wurden. Zu den häufigsten erhobenen Parameter zählten die *Range of Motion*, die Funktion, die Schmerzen und die Kraftgrade.

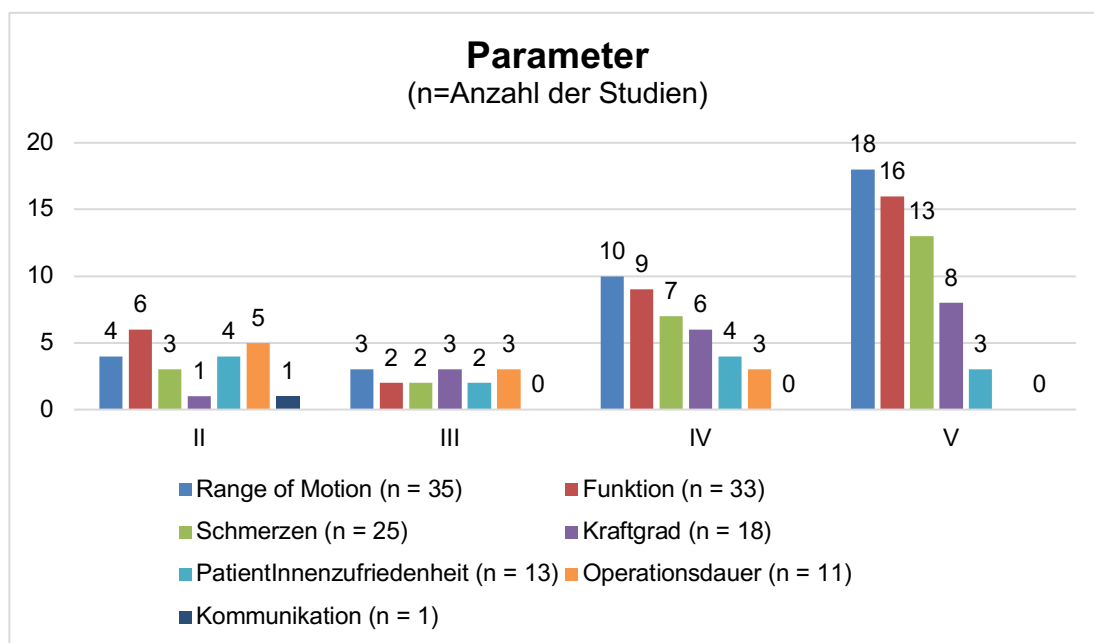


Abbildung 47: Aufteilung der Parameter auf die Evidenzlevel

4 Diskussion

Das Ziel dieser Diplomarbeit war es zu zeigen, ob der 3D-Druck in der Chirurgie der oberen Extremität lediglich ein Spielzeug für ChirurgInnen darstellt oder tatsächlich als Werkzeug verwendet werden kann. Dazu wurde ein systematisches Review durchgeführt, um einen Überblick der 3D-Applikationen und ihrer Ergebnisse in der Chirurgie der oberen Extremität zu erstellen und zu diskutieren. Im folgenden Abschnitt wird der Publikationstrend, Applikationen sowie deren Vor- und Nachteile für klinische Anwendungen und die Auswirkungen auf die PatientInnen genauer untersucht.

4.1 Inkludierte Studien, Publikationstrend und Evidenzlevel

Der generelle Trend des 3D-Drucks in der oberen Extremitäten-Chirurgie wurde in *Pubmed* mit folgender Suchstrategie evaluiert: ("3D" OR "3-dimensional") AND "print*" AND ("upper extremity" OR "upper limb"). Dabei zeigt sich ein steigender Trend der Publikationen mit Bezug auf 3D-Druck in der oberen Extremitäten-Chirurgie (Abbildung 48). Dieser steigende Trend in den letzten zehn Jahren spiegelt die Bedeutung und das wissenschaftliche Interesse wider.

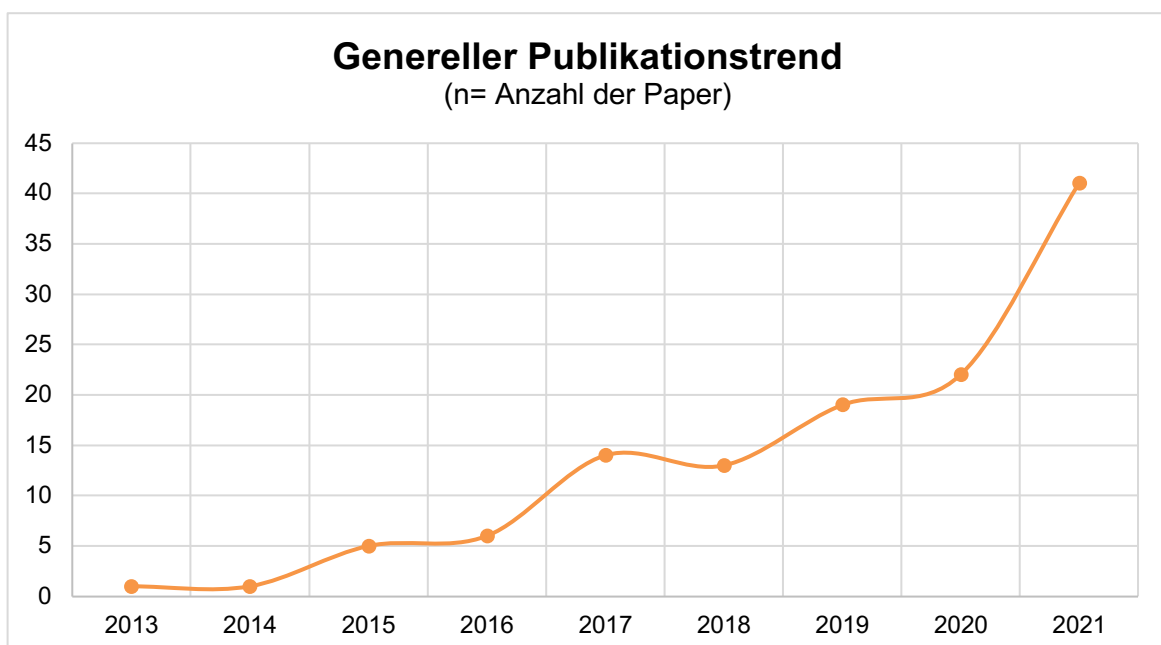


Abbildung 48: Publikationen mit Bezug auf 3D-Druck in der oberen Extremitäten-Chirurgie. *Pubmed*-Suche mit folgender Suchstrategie: ("3D" OR "3-dimensional") AND "print*" AND ("upper extremity" OR "upper limb").

In dieser systematischen Literaturrecherche wurde der Publikationstrend der inkludierten Studien betrachtet, dabei zeigt sich ein von 2016 bis 2021 steigender Trend von Publikationen. Im Jahre 2021 fällt die Publikationsanzahl wieder ab (Abbildung 49). Das könnte daran liegen, dass die Literatursuche im August 2021 durchgeführt wurde, und dementsprechend Studien nach August 2021 nicht mehr berücksichtigt worden sind.

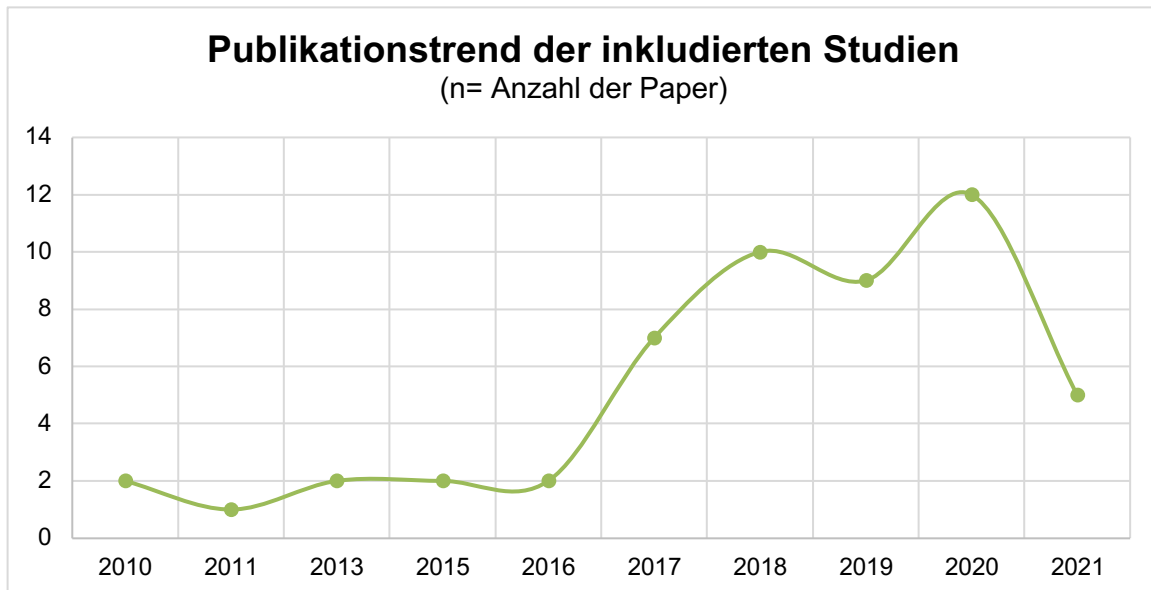


Abbildung 49: Anzahl der inkludierten Studien pro Jahr. Daten von 2021 beinhalten nicht das ganze Jahr 2021, da die Suche im August 2021 durchgeführt wurde.

Die gefundenen Studien wurden in die ASPS-Evidenzlevel II, III, IV und V eingeteilt. Studien mit dem höchsten Evidenzlevel (Evidenzlevel I) wurden jedoch nicht gefunden, zu ihnen zählen hoch-qualitative, randomisiert kontrollierte Studien mit adäquater Aussagekraft / *randomized controlled trial* (RCT) oder Reviews / Metaanalysen von RCTs (118). Das Fehlen dieser Evidenzlevel I-Studien könnte man damit argumentieren, dass diese schwieriger durchzuführen sind, oder es noch an der nötigen Infrastruktur (z.B. 3D-Drucker in den Krankenhäusern, Team für 3D-Modellierung und Druck, notwendige Bildgebung) fehlt. RCTs sind hinsichtlich Planung und Durchführung aufwändiger (passende Kontrollgruppe, Randomisierung, Follow-up / Studiendauer). Zu den Planungsschritten zählen die klare Definition der Zielpopulation, der Einschluss- / Ausschlusskriterien und der benötigten Stichprobengröße, des weiteren die Durchführung der Randomisierung und einer möglichen Verblindung, die Durchführung der Behandlung und der

Kontrolle, die Erhebung und Auswertung des Endergebnisses, ethische Anforderungen und Zustimmung der Ethikkommission (125). Die Vorteile solcher RCTs basieren auf der Randomisierung und Verblindung der PatientInnen. Durch die Randomisierung wird die Wahrscheinlichkeit einer möglichen systematischen Verzerrung verringert. Dies bedeutet, dass der gefundene Effekt nicht durch die studienspezifische Manipulation zustande kommt, sondern durch die Unterschiede zwischen den untersuchten Gruppen selbst. Die Verblindung von PatientInnen bedeutet, dass sie nicht wissen, welche Behandlung sie erhalten. Somit kann durch die Verblindung eine Beeinflussung der Endergebnisse durch die PatientInnen reduziert werden. RCTs sind stark kontrolliert und können so durch Einschluss- und Ausschlusskriterien zu einer homogenen PatientInnenpopulation führen. Außerdem werden RCTs in der Regel unter idealen Bedingungen durchgeführt, die nicht unbedingt mit den realen Bedingungen übereinstimmen müssen. Hinsichtlich Komplexität des Studiendesigns und -durchführung sind RCTs teuer und dauern lange bis sie abgeschlossen werden können (126). Solche Studien benötigen eine relativ hohe Anzahl von Probanden mit einheitlichen Eigenschaften, da bei zu kleiner Studienpopulation das Risiko steigt, einen signifikanten Unterschied nicht zu zeigen, obwohl dieser besteht (125). Anhand RCTs könnte man am besten eruieren, ob die klinische Anwendung von 3D-Druck sinnvoll ist und entsprechende Vorteile für PatientInnen und / oder für medizinisches Personal mit sich bringt.

Da der Großteil der gefundenen Studien aus Fallserien (Evidenzlevel IV) und Fallberichten (Evidenzlevel V) bestehen, bedarf es für die Untermauerung der derzeitigen Evidenzlage mehrere hochqualitative Studien im Sinne von kontrollierten, randomisierten Studien (Evidenzlevel I / II) hinsichtlich der klinischen Anwendung des 3D-Drucks in der Chirurgie der oberen Extremitäten.

4.2 Klinische Anwendungen des 3D-Drucks

4.2.1 Präoperative Planung

Mithilfe von 3D-Modellen wird in der präoperativen Planung der Operationsplan entwickelt und simuliert. Die präoperative Planung kann hier entweder an einem virtuellen (14,58,113,122,127) oder an einem gedruckten 3D-Modell durchgeführt werden (54,56,57,100,110,114,115,120,123,128,129). Diese patienten-spezifischen Modelle werden anhand von CT- oder MRT-Bildern designt und anschließend mit einem 3D-Drucker gedruckt (54,56).

Mithilfe der präoperativen Planung sind ÄrztInnen in der Lage, Einzelheiten der Fraktur besser zu verstehen, den Frakturtypen besser zu identifizieren, die Verschiebung der Frakturlinie und die Anzahl der Knochenfragmente zu bestimmen, Knochendefekte zu identifizieren und mögliche Knochentransplantationen frühzeitig zu evaluieren. Das 3D-Modell hilft auch einen individuellen, präzisen und geeigneten Operationsplan für die PatientInnen zu erstellen (54). Durch das 3D-Modell können ChirurgInnen so bereits im Vorhinein schon Behandlungsoptionen diskutieren, ausschließen und somit einen für das Krankheitsbild geeigneten Operationsplan erstellen. Mit dem 3D-Modell kann man vor der Operation die tatsächliche Anatomie einer Fraktur visualisieren und die Operation simulieren (54,55,57). Bei der Operations-Simulation anhand eines patienten-spezifischen, anatomischen Modells kann man die Fraktur mit Kirschner-Drähten fixieren, die passenden Implantate auswählen, Osteosynthesematerial vorbeugen und die richtige Implantat- bzw. Schraubenposition festlegen (54,56). Die präoperative Auswahl und Anpassung von Implantaten und Schrauben führt zu einer genaueren bzw. anatomisch korrekten Reposition und stabileren Osteosynthese (54). In insgesamt 11 Studien (21,1% aller Studien) wurde die Operationszeit erhoben, zehn dieser elf Studien (4 Evidenzlevel II, 3 Evidenzlevel III und 3 Evidenzlevel IV-Studien) erhoben nach der präoperativen Planung am 3D-Modell die Dauer der tatsächlichen Operation. Eine Studie erhob die Operationsdauer nach Applikation von intraoperativen Schablonen (121). Drei Studien hatten somit keine Vergleichsgruppe und wurden dem Evidenzlevel IV zugeordnet (96,108,120). Die anderen sieben Studien hingegen (4 Evidenzlevel II- und 3 Evidenzlevel III-Studien) verglichen die Operationsdauer der 3D-Gruppe mit einer konventionellen

Kontrollgruppe, dabei stellte sich in allen sieben Studien die Operationsdauer in den 3D-Gruppen als signifikant kürzer dar (54–57,59,122,123). Durchschnittlich wurde hier die Operationszeit um 21,1 Minuten bzw. 21,6% gesenkt. Was daran liegen kann, dass man durch die präoperative Planung am 3D-Modell schon weiß, wie die Reposition abzulaufen hat und welche Implantate oder Schrauben verwendet werden müssen. Neben der verkürzten Operationszeit kam es auch zu signifikant niedrigeren Anwendungsversuchen von strahlenbelastender, intraoperativer Bildgebung (Bildwandler / Durchleuchtung) (54,55,57). Durchschnittlich wurde die Anzahl intraoperativer Bildgebungsversuche um zwei bzw. 30% reduziert. Die Reduktion der intraoperativen Bildgebung führt hierdurch zu einer geringeren intraoperativen Strahlenbelastung der PatientInnen sowie der MitarbeiterInnen im Operationssaal. Ein positiver Einfluss auf die Operationszeit kann durch 3D-Druck-bezogene präoperative Planung und die darauffolgende patienten-spezifische Entscheidungen über Implantatgröße, -positionierung und -modifikation (z.B. Vorbiegen von Osteosyntheseplatten entsprechend der patienten-spezifischen Anatomie) erklärt werden. Auch präoperative Informationen über die räumliche Beziehung der einzelnen Frakturteile zueinander, könnte zur Verkürzung der Operationszeit beitragen. ChirurgInnen können in der präoperativen Planung am 3D-Modell die Operationen üben, dadurch können ihre manuellen Fähigkeiten verbessert werden. Durch jene 3D-Modell-bezogene Erfahrungen können somit auch tatsächliche Operationen sicherer und schneller durchgeführt werden, was sich durch einen signifikant geringeren intraoperativen Blutverlust innerhalb der 3D-Gruppen zeigte (54–57). Zu den Operationen mit geringerem Blutverlust zählten Osteosynthesen von Humerus- (54,55,57) und Radiusfrakturen (56). Diese vier komparativen Studien zeigten in den 3D-Gruppen eine durchschnittliche Senkung des intraoperativen Blutverlustes um 26,2 Milliliter (ml) bzw. 22% im Vergleich zur konventionellen Gruppe (54–57). Die Frequenz für notwendige intra- oder postoperative Bluttransfusionen kann hierdurch gesenkt werden. Dieser Faktor kann somit zu einer schnelleren Erholung der PatientInnen beitragen und das postoperative Outcome verbessern. Die Anwendung des 3D-Drucks innerhalb der präoperativen Planung scheint die perioperative Effizienz positiv zu beeinflussen. Daneben erleichtert ein 3D-Modell zusätzlich auch noch die PatientInnenaufklärung. Zheng et al. zeigten, dass durch den Einsatz eines 3D-Modells die PatientInnen den Operationsplan und ihren eigenen medizinischen

Zustand besser verstanden. Auch die Kommunikation zwischen dem ärztlichen Team und den PatientInnen beschrieben sie als erleichtert. (54) So können anatomische 3D-Modelle bei Routineoperationen zu einem besseren Verständnis der Erkrankung oder des Operationsplans bei PatientInnen führen.

Obwohl der 3D-Druck in der präoperativen Planung mehrere Vorteile sowohl im prä- als auch im perioperativen Setting bietet, gibt es auch Limitationen. Das patienten-spezifische 3D-Modell kann keine Informationen über die angrenzenden Weichteile oder das Gefäßsystem liefern (54,57), da der 3D-Druck meist auf der Grundlage von CT-Bildern beruht und diese Bildgebung gut für die Knochendarstellung ist. Für die Darstellung von Gefäßsystemen könnte hier die CT-Angiographie verwendet werden, dabei kann in weiterer Folge am 3D-Modell die Lage und Beziehung der Gefäßsysteme zu den knöchernen Strukturen evaluiert werden. Bei der präoperativen Planung könnten so knöcherne und vaskuläre Strukturen zusammen dargestellt und jeweilige Risiken für intraoperative Verletzungen der Gefäßsysteme gesenkt werden. Dies wurde jedoch nicht in den inkludierten Studien evaluiert. Des Weiteren dauert der Bildgebungsprozess bis zum fertigen 3D-Modell mehrere Stunden, was die 3D-Drucktechnologie für Notfälle in der klinischen Praxis ungeeignet macht (56,57). Ebenso kann die derzeitige 3D-Drucktechnologie keine Frakturfragmente, die kleiner als 0,8mm sind, darstellen (54). Daher können zum Beispiel bei Trümmerfrakturen sehr kleine Frakturfragmente nicht erfasst und dargestellt werden.

Durch den Einsatz von 3D-Modellen in der präoperativen Chirurgie lässt sich vor allem die Operationszeit, der intraoperative Blutverlust und die Anwendungsversuche von intraoperativer Bildgebung signifikant verringern. Auch die Kommunikation zwischen dem ärztlichen Team und den PatientInnen wurde durch das 3D-Modell erleichtert. Diese Ergebnisse beruhen auf den 30 Studien, in denen bei insgesamt 253 PatientInnen der 3D-Druck in der präoperativen Planung verwendet wurde. In den 9 Studien mit höherem Evidenzlevel (Level II und III) wurde somit bei 187 PatientInnen der 3D-Druck in der präoperativen Planung bei der Behandlung von komplexen Frakturen (54–57,127), Mal- (59,123,132) und Nonunionen (122) eingesetzt. Zu den komplexen Frakturen zählten intrakondyläre Humerusfrakturen (54), Ellbogenfrakturen (55) und intraartikuläre distale

Radiusfrakturen (56,57,127). In den Fallserien und -berichten wurde u.a. ein 3D-Modell zur Planung einer Syndaktylie-Trennung (139), Tumorresektion (110) und Daumenrekonstruktion (120) verwendet. Somit zeigt sich, dass der 3D-Druck trotz der wenigen klinischen Vergleichsstudien (3D vs. Konventionell) in der präoperativen Planung in vielen anatomischen Bereichen und Krankheitsmodalitäten der oberen Extremität sinnvoll eingesetzt werden kann.

4.2.2 Herstellung von intraoperativen Schablonen

Die mit 3D-Druck hergestellten patienten-spezifischen, intraoperativen Schablonen werden in der Chirurgie der oberen Extremität vor allem in Korrekturosteotomien von Malunionen sowie Nonunionen verwendet (58,59,101,121–123,132). Die Korrekturosteotomien wurden dabei am Humerus (14,123), Radius (14,58,59,101,132) Ulna (14,59,101,132) und Handwurzelknochen (14,121,122) durchgeführt. Am häufigsten wurde der Radius durch eine Osteotomie korrigiert (14,58,59,101,131–133,135). Bei der Korrekturosteotomie wird ein deformierter Knochen, z.B. nach fehlverheilter Fraktur, durchtrennt und / oder ein Knochenkeil herausgeschnitten, um die ursprüngliche bzw. physiologische Anatomie wiederherzustellen. Der durchtrennte und korrigierte Knochen wird anschließend mit einer Osteosyntheseplatte fixiert und stabilisiert (123).

Die 3D-gedruckten Schnittschablonen helfen hierbei den Knochen an der richtigen Stelle und im exakten Winkel zu durchtrennen oder im exakten Winkel Knochenkeile herauszuschneiden (58,59,101,132). Hierdurch kann u.a. das Risiko einer Fehlrotation minimiert werden. Mit Hilfe von Bohrschablonen können in einer vordefinierten Position (virtuelle Operationsplanung) entweder Kirschner-Drähte (121) oder Löcher für Osteosyntheseplatten, auf die patienten-spezifische Anatomie abgestimmt, gebohrt werden (58,101,132). Schnitt- und Bohrschablonen werden meist zusammen in einer Schablone designt und gedruckt (58,59,101,131). Je nach krankheitsspezifischen Anforderungen können aber auch nur eine der beiden Schablonen gedruckt und verwendet werden (121,123).

Für die Herstellung solcher Schablonen werden von beiden oberen Extremitäten CT-Bilder angefertigt. Diese werden danach in DICOM-Bilder

umgewandelt und daraus jeweils ein virtuelles 3D-Modell der betroffenen und gesunden Seite erstellt. Danach wird die gesunde Seite gespiegelt und mit der betroffenen Seite überlagert. Durch diese Überlagerung lässt sich die Korrekturosteotomie virtuell durchführen und auf die patienten-spezifischen Bedürfnisse anpassen. Die Schablonen werden mittels Kirschner-Drähten am Knochen über vordefinierte, patienten-spezifische Bohrlöcher befestigt (58,59,101,121,123,132). Hierdurch können zum einen Bohrversuche der Kirschner-Drähte bis zur korrekten Position reduziert werden und zum anderen eine exaktere anatomische Fixation / Re-Union der beteiligten Knochen erlangt werden (58,101,121,122,132). Yin et al. entwickelten eine 3D-gedruckte Bohrschablone für die perkutane Fixierung von Scaphoid-Nonunionen (121). Diese Schablone liegt nicht wie bei den anderen Studien am Knochen auf, sondern besteht aus zwei Teilen und ummantelt das Handgelenk. Durch die Verwendung der Schablone wurde die Operationszeit der Scaphoid-Re-Union in der 3D-Gruppe im Durchschnitt um 24,7min bzw. 26,2% signifikant kürzer als jene in der Gruppe der konventionellen Therapie. Ein signifikanter Unterschied in der postoperativen Funktion wurde nicht gefunden (121).

Durch Applikation der patienten-spezifischen, intraoperativen Schablonen kommt es zu einer signifikanten Verkürzung der Operationsdauer im Vergleich zur konventionellen Therapie. In den 4 inkludierten klinischen Studien mit höherem Evidenzlevel (eine Level II und drei Level III-Studien) kam es zu einer durchschnittlichen Verkürzung der Operationszeit von 28,5 min (24,9%) (59,121–123). Durch die Applikation von patienten-spezifischen Schablonen wurde die Operationszeit bei Re-Unionen von Scaphoid-Frakturen bzw. -Nonunionen (121,122) und Korrekturosteotomien von Humerus (123) und Radius (59) signifikant verkürzt. Eine ansonsten anspruchsvolle Korrekturosteotomie wird mit der Anwendung von Schablonen zu einem relativ einfachen Eingriff (58,132).

Trotz einiger Vorteile der patienten-spezifischen intraoperativen Schablonen bestehen jedoch auch Limitationen der Anwendung. Durch Herstellung der 3D-gedruckten, patienten-spezifischen Schablonen (virtuelle Simulation, Design und Druck der Schablone) entstehen zusätzliche Behandlungskosten für einen Patienten von 2.415 bis 3.000\$ (59,101,132). Durch die Komplexität der einzelnen

Fälle und Notwendigkeit eines multidisziplinären Teams lässt sich eine Automatisierung des Herstellungsprozesses noch nicht erreichen, was den 3D-Druck wiederum kostspielig macht (96). Neben den zusätzlichen Kosten ist auch die Herstellungsdauer dieser Schablonen ein Nachteil. Der 3D-Drucker benötigt rund 30 Stunden zur Herstellung einer patienten-spezifischen Schablone (121). Die Herstellung der Schablonen durch ein Unternehmen kann bis zu vier Wochen dauern (59). Dadurch lassen sich patienten-spezifische, intraoperative Schablonen nicht für Notfälle in der klinischen Praxis verwenden. Nichtsdestotrotz sind patienten-spezifische 3D-gedruckte Schablonen in Korrekturosteotomien der oberen Extremität als sinnvoll anzusehen, da sie zu einer erleichterten Operation, verkürzter Operationszeit und zur exakteren anatomischen Fixation / Re-Union führen.

4.2.3 Herstellung von Orthesen

3D-gedruckte Orthesen kommen bei der konventionellen Behandlung von Frakturen der oberen Extremität (v.a. Frakturen des Unterarms) (102,103) oder dem Überbelastungssyndrom des Handgelenks zum Einsatz (68).

Bei Frakturen der oberen Extremität werden von beiden Seiten (betroffene und gesunde Seite) CT- oder MRT-Bilder gemacht und dann anhand der gesunden Seite als Referenz patienten-spezifische 3D-gedruckte Orthesen für die betroffene Seite entworfen (103). In der Studie, die sich mit dem Überbelastungssyndrom des Handgelenks beschäftigt hat, wurde nicht wie herkömmlich ein CT zur Bildgebung verwendet, sondern ein strahlenfreier 3D-Scanner. Dabei wurde mit der speziellen 3D-Kamera das Handgelenk von allen Seiten gescannt und mit einer Computersoftware die patienten-spezifische Orthese entwickelt (68). Auch Katt et al. verwendeten einen 3D-Scanner für die Datengewinnung (102). Durch den strahlenfreien Scan der oberen Extremität erhält man jedoch nur die Oberfläche des gescannten Gebietes, was aber für die Herstellung von Orthesen von Relevanz ist. Die patienten-spezifische 3D-gedruckte Orthese präsentierte sich benutzerfreundlicher als eine konventionelle, erhöhte den Tragekomfort und reduzierte das Risiko von Komplikationen wie zum Beispiel Druckstellen innerhalb der 3D-Gruppe (103). Das Scannen mit dem 3D-Scanner dauert wenige Minuten, wie auch die virtuelle Planung der Orthese, der Druck der Orthese dauert jedoch 6

bis 7 Stunden. Außerdem kann die Orthese gegen Ende der Behandlung leichter in eine abnehmbare Orthese umgewandelt werden (102). Eine konventionell individuell angepasste Orthese herzustellen, dauert einige Tage bis zu einer Woche. Mit dem 3D-Drucker ist es möglich, eine patienten-spezifische Orthese innerhalb von 6 Stunden herzustellen, außerdem ist diese kostengünstiger (70\$) als die konventionelle individuell angepasste Orthese (300\$) (68). Patienten-spezifische Orthesen-Daten können auch gespeichert werden, somit können sie schnell wieder hergestellt werden, sollte die Orthese beschädigt oder verloren worden sein (68).

Neben den Vorteilen des 3D-Druck auf die Herstellung von Orthesen gibt es aber auch Limitationen. Da die virtuelle Planung und der Druck einiges an Zeit einnehmen, ist diese Technik nicht für Notfälle anwendbar (103). Ebenso muss man bei Frakturen warten bis die Schwellung abgenommen hat, erst danach kann man die patienten-spezifische Orthese planen, drucken und applizieren. In der Zwischenzeit müssen die PatientInnen einen Gips tragen (102). Neben der verzögerten Applikation der Orthese, limitiert auch die Infrastruktur und deren Kosten die Anwendung von 3D-gedruckten Orthesen. Die Beschaffung von 3D-Druckern (3.000 bis 4.000\$) und 3D-Scannern (500 bis 5.000\$) kann kostspielig sein (102). Jedoch können je nach Modell des 3D-Druckers auch andere Applikationen außer Orthesen (z.B. 3D-Modelle, patienten-spezifische Schablonen) erstellt werden, somit begrenzt sich der 3D-Drucker nicht nur auf die Herstellung von Orthesen. Durch den erweiterten und vielseitigen Nutzen des 3D-Druckers sind die Kosten überschaubar.

Durch den Einsatz des 3D-Druckers können patienten-spezifische Orthesen zur konservativen Behandlung von Frakturen oder eines Überbelastungssyndroms des Handgelenkes verwendet werden. Durch diese Orthesen erhöht sich der Tragekomfort und Komplikationen, wie zum Beispiel Druckstellen, können reduziert werden. Ebenso können beschädigte oder verschmutzte Orthesen leicht ausgetauscht werden. Werden je nach Krankheitsmodalität patienten-spezifische Orthesen benötigt, sind 3D-gedruckte Orthesen eine gute Alternative zu den konventionell hergestellten Orthesen.

4.2.4 Herstellung von Prothesen

3D-Prothesen wurden zur Behandlung von kongenitalen Fehlbildungen (119,141) oder traumatischen Amputationen (106,107,119,124,142) verwendet.

Mit dem 3D-Drucker wurden Prothesen für die obere Extremität hergestellt, dazu zählen funktionelle Hand- (61,104,119,124) und Fingerprothesen (106,142) aber auch rein ästhetische Fingerprothesen (107). Prothesen für die obere Extremität werden aus ABS und/oder PLA hergestellt (104,124). Fingerprothesen hingegen können teilweise auch aus Silikon produziert werden (107,142). Das Silikon wird verwendet, um Haut und Weichteile zu ersetzen (107). Im Gegensatz zu ABS oder PLA präsentieren sich Fabrikate aus Silikon weicher, hinsichtlich Imitation der Haut und Weichteile könnte demnach Silikon ein geeigneteres Material zur Prothesen-Herstellung sein. Des Weiteren besitzt das Silikon eine kurze Materialhaltbarkeit (scharfe Objekte können es durchschneiden) und wird schnell schmutzig, obwohl es abwaschbar ist (142). Die verkürzte Haltbarkeit könnte dazu führen, dass die Fingerprothese öfters ausgetauscht werden muss oder nicht so standhaft gegen mechanische Einwirkungen ist. Demnach kann die Haltbarkeit einen einschränkenden Faktor darstellen.

Bei der Planung von Prothesen können PatientInnen miteinbezogen werden, was eine genaue Adaptierung der Prothese an die individuellen Wünsche der betroffenen PatientInnen erlaubt (142). 3D-gedruckte Handprothesen sind kostengünstig (20\$ bis 50\$) und Einzelteile können leicht ausgetauscht werden (104,124). Da die 3D-Prothesen aus mehreren einzelnen 3D-gedruckten Teilen bestehen und diese erst zur Prothese zusammengebaut werden müssen, können beschädigte oder mittlerweile zu kleine Stücke schnell gedruckt und ausgetauscht werden (124). So werden also nur die beschädigten Teile nachgedruckt und wieder eingebaut. Dadurch müssen nicht immer neue Prothesen hergestellt werden und die Kosten werden niedrig gehalten.

Laut Zuniga et al. sind die 3D-gedruckten Handprothesen einfach in ihrer Anwendung, leicht zu montieren und für Kinder optisch ansprechend (119). Diese Prothese kann auch aus der Ferne angepasst werden, dabei werden die

Messungen von Kindern oder Eltern anhand einer Anleitung durchgeführt (119). Somit ist die Prothese von Zuniga et al. auch für Kinder in Entwicklungsländern zugänglich. Die Messungen müssen jedoch mit Vorsicht durchgeführt werden, da Messfehler oder falsche Skalierungen die Funktion oder den Sitz der Handprothese beeinträchtigen können (119). Um solche Handprothesen für die Allgemeinheit leichter zugänglich zu machen, werden die Baupläne mancher Handprothesen als *Open-source* im Internet kostenfrei zur Verfügung gestellt (62). Diese *Open-source* Handprothesen sind jedoch nicht durch Gesundheitsbehörden geprüft und somit sollten potentielle Gefahren, die noch nicht entdeckt wurden, nicht unterschätzt werden (124).

Für die korrekte Anwendung der 3D-gedruckten *Cyborg Beast*-Prothese brauchen die PatientInnen Training und therapeutische Unterstützung (61). Bei diesem Training kann zum Beispiel das Koppeln und Entkoppeln der Prothese mit dem Stumpf geübt werden. Während des Trainings können auch die Handhabung und die Funktionen der Prothese geübt werden, damit es dann im alltäglichen Gebrauch zu keinen Komplikationen kommt. Während des Trainings kann es auch notwendig sein, Teile neu zu drucken und die Prothese an die Bedürfnisse der PatientInnen anzupassen (61).

Der 3D-Druck kann in Zukunft für die Herstellung von Prothesen der oberen Extremität verwendet werden, da die 3D-Prothesen kostengünstiger als patientenspezifische konventionelle Prothesen sind und auch Teile leichter ausgetauscht werden können. Das ist vor allem bei Kindern hilfreich, da diese noch wachsen und so zu kleine oder defekte Teile kostengünstig ausgetauscht werden können. Sollte nach einem Wachstumsschub eine neue Prothese benötigt werden, kann diese kostengünstig hergestellt werden. Somit stellen 3D-gedruckte Prothesen eine gute und günstige Alternative zu den konventionellen Prothesen dar.

4.2.5 Herstellung von Implantaten

Durch die 3D-Technologie können individuell angepasste Implantate wie Osteosyntheseplatten (14,101,132) und Endoprothesen (100,108,110–117,143,145–147) hergestellt werden. Die Osteosyntheseplatten kommen vor allem bei Korrekturen von Malunionen der oberen Extremität zum Einsatz (14,101,132),

während die Endoprothesen bei Tumorerkrankungen (98,109–112,116,117,143) oder Knochendefekten (100,114,115,147) zur Erhaltung der Extremität verwendet wurden.

Osteosyntheseplatten werden vor allem bei Korrektionsosteotomien von Malunionen mit dem 3D-Drucker hergestellt (14,101,132). Diese Osteosyntheseplatten werden bei der virtuellen Planung der Korrekturosteotomie designt und aus einer Titanlegierung hergestellt (101,132). Durch die geplanten Osteosyntheseplatten gelingt eine präzise Osteosynthese nach der entsprechender Osteotomie (101). Konventionell hergestellte Osteosyntheseplatten müssen immer wieder passend zur patienten-spezifischen Anatomie gebogen werden. Eine vermehrte Manipulation durch Verbiegen der Osteosyntheseplatten kann zum Brechen jener Platte oder zur Lockerung von Osteosyntheseschrauben führen. Neben einer reduzierten Operationszeit durch die präoperative Anpassung des Osteosynthesematerials, können patienten-spezifische Osteosyntheseplatten zu einer anatomisch korrekten Knochenversorgung führen. Bei den 3D-gedruckten Platten fällt das Vorbiegen weg, da sie bereits bei der virtuellen Planung an die Knochenoberflächen angepasst wurden, somit reduziert sich auch das Komplikationsrisiko (132).

Neben der Herstellung von Osteosyntheseplatten wurde die 3D-Drucktechnologie in den inkludierten Studien auch zur Herstellung von Lunatum- (108,113), Scaphoid- (145,146), Radius- (111,117), Radiusköpfchen- (100), Ellbogen- (114), Schulter- (115,147) und Scapulaprothesen (110,112) verwendet, außerdem wurden auch patienten-spezifische Knochen wie eine Clavicula (116), ein Humerus (109), ein Radius (109) und eine Phalanx proximalis (98) gedruckt und in PatientInnen implantiert. Bei der Entwicklung dieser Endoprothesen orientierte man sich an der gesunden gespiegelten Extremität, dazu wurden von beiden Extremitäten CT-Bilder angefertigt und danach anhand der virtuellen patienten-spezifischen Modelle die individuell angepasste Prothese entwickelt und gedruckt (98,100,109,115–117,144). Die Implantate bestehen aus einer Titanlegierung (98,100,108,112,117,144) und sollten sie Gelenksflächen aufweisen, werden diese aus *ultrahigh-molecular-weight polyethylene* (UHMWPE) hergestellt (111,117). Dieses Polyethylen wird vor allem dazu verwendet, um natürlichen, angrenzenden

Knorpel zu schützen (117). Des Weiteren wird UHMWPE auch in konventionellen Gelenksprothesen (z.B. Hüft-, Knie- und Schulterprothesenprothesen) als Material für die Gelenkspfanne verwendet, da es verschleißbeständiger als andere Kunststoffe, wie Polyacetal, Polyamid und Polymethylmethacrylat, gilt (148). Um eine Osteointegration zu gewährleisten, werden patienten-spezifische Endoprothesen-Schäfte mit Hydroxylapatit überzogen (111,117).

Der Einbau von 3D-gedruckten Endoprothesen ermöglicht die Rekonstruktion von großen Knochendefekten. An den Implantaten können auch Muskeln und Sehnen fixiert werden (109,116). Die Implantate ermöglichen eine präzise Rekonstruktion, wenn konventionelle Therapiemöglichkeiten bereits ausgeschöpft wurden (115).

Die Herstellung von 3D-gedruckten Prothesen ist jedoch sehr zeitaufwändig und hat hohe Produktionskosten (109,110,146). Verglichen mit entsprechenden Routineoperationen ist die Behandlung mittel 3D-gedruckten Prothesen mit höheren Kosten verbunden (108). Aufgrund der derzeit hohen Produktionskosten ist demnach eine Implementierung des 3D-Drucks in der klinischen Routinepraxis noch nicht attraktiv und entsprechend nicht für die Einzelperson leistbar (115). Für die eigenständige Produktion von 3D-Implantaten im Krankenhaus wird jedoch spezielles Equipment für Design und Druck benötigt, die meisten Krankenhäuser verfügen jedoch nicht über die nötige Infrastruktur (116).

Der 3D-Druck kann in der Herstellung von Implantaten in der Chirurgie der oberen Extremität als Werkzeug angesehen werden, vor allem wenn die Anforderungen des Patienten bzw. der Patientin oder der Erkrankung außerhalb der konventionellen Therapie oder die konventionellen Therapiemöglichkeiten vollends ohne Erfolg ausgeschöpft wurden. Die Herstellung und Produktion solcher 3D-Implantate ist zwar noch kostspielig und nimmt einiges an Zeit in Anspruch. Sollte sich jedoch diese Technologie in der Chirurgie durchsetzen, werden sich gewisse Automatismen festsetzen und somit die Produktionskosten und Planungszeit minimiert. In Zukunft können 3D-Implantate bei Knochendefekten, die durch Tumorerkrankungen, komplexe Frakturen oder Komplikationen bei Gelenkersatzoperationen verursacht wurden, zur Behandlung verwendet werden.

4.3 Auswirkungen auf die PatientInnen

Im vorderen Abschnitt wurden bereits die Anwendungsmöglichkeiten und ihre Vor- bzw. Nachteile diskutiert, in diesem Abschnitt wird nun näher auf die Endergebnisse und die Auswirkungen auf die PatientInnen eingegangen.

4.3.1 Operationsdauer

In acht Studien mit intraindividuellem Vergleich (3D vs. Konventionell) zeigte sich ein signifikanter Unterschied in der Operationsdauer. Dabei wurde die Operationszeit in den 3D-Gruppen um durchschnittlich 21,4 Minuten bzw. 22,23% im Vergleich zur konventionellen Gruppe verkürzt (54–57,59,121–123). Die verkürzte Operationszeit könnte zu einer gesteigerten Effizienz im operativen Setting führen und somit stehen mehr Operations-Kapazitäten zur Verfügung. Neben der erhöhten Effizienz bringt eine verkürzte Operationszeit auch Vorteile für PatientInnen: Da eine verlängerte Operationsdauer das Risiko für eine Wundinfektion steigern kann, sollten Operationszeiten kurz gehalten werden um das Risiko zu senken (149). Durch die Applikation des 3D-Druckers könnte somit auch indirekt das Risiko für Wundinfektionen gesenkt werden. Neben dem gesenkten Risiko für Wundinfektionen könnte die verkürzte Operationsdauer auch zu einem geringeren intraoperativen Blutverlust führen, so kann auch das Risiko für intra- oder postoperative Bluttransfusionen gesenkt werden. Des Weiteren führt ein geringerer intraoperativer Blutverlust zu einem besseren Outcome der PatientInnen. Auch die Narkoselänge kann Einfluss auf das Outcome der PatientInnen haben, da die Operationszeit verkürzt wird, wird auch die Narkosedauer verkürzt, was sich positiv auf die Erholung und das Outcome auswirken könnte. Ebenso können Risiken der Narkose durch eine geringere Dauer reduziert werden.

4.3.2 Range of Motion

In den inkludierten Studien wurde das Bewegungsausmaß hauptsächlich mit der Neutral-Null-Methode evaluiert, diese wurde vor und nach der 3D-Applikation durchgeführt. In den Bereichen präoperative Planung, patienten-spezifischen Schablonen, Implantate und Orthesen wurde der Bewegungsumfang erhoben. In den klinischen Studien mit Vergleichsgruppe zeigte sich nur in einer Level III-Studie ein signifikanter Unterschied in der *Range of Motion* (111). Diese Studie verglich die Behandlung eines Riesenzelltumors am distalen Radius, nach entsprechender

Resektion, durch eine patienten-spezifische 3D-gedruckte Prothese mit einer konventionellen Therapie (Allograft-Implantation). Beim postoperativen Vergleich beider Gruppen zeigte sich ein signifikanter Unterschied in der 3D-Gruppe in zwei Bewegungsausmaßen. Die Flexion im Handgelenk zwischen der 3D- (45,0°) und konventionellen Gruppe (26,3°) unterschied sich signifikant (p-Wert = 0,02). Auch die Extension im Handgelenk präsentierte sich in der 3D-Gruppe (61,7°) signifikant (p-Wert < 0,01) besser als in der konventionellen Gruppe (38,3°). Pro- und Supination zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen (111). Ein möglicher Grund für den signifikanten Unterschied in den beiden Gruppen ist die präzise Rekonstruktion des Knochendefekts mit dem 3D-Implantat. Durch die Anpassung der Radiusprothese an der gespiegelten, gesunden Seite war es möglich, die Rekonstruktion der ursprünglichen Anatomie so präzise wie möglich durchzuführen. Durch das 3D-Implantat wurden wieder ursprüngliche Gelenksflächen geschaffen, die eine bessere Beweglichkeit ermöglichen. Auch die Rekonstruktion der Weichteile bzw. Bänder könnte zur verbesserten Beweglichkeit führen, da diese das Gelenk wieder stabilisieren und somit mehr *Range of Motion* ermöglichen (111).

Sechs klinische Studien, die einen interindividuellen Vergleich der ROM in den Bereichen Ellbogen und Handgelenk durchführten, zeigten keinen signifikanten Unterschied zwischen der 3D- und konventionellen Gruppe. Diese Studien verwendeten den 3D-Druck hauptsächlich für die präoperative Planung oder Herstellung von intraoperativen Schablonen und sind somit schwer mit der 3D-Radiusprothese zu vergleichen (54,56,57,59,121,123). Jedoch gibt es ein paar Fallberichte, die auch eine patienten-spezifische Prothese in PatientInnen implantiert und das Bewegungsausmaß analysiert haben.

In dem Fallbericht von Beltrami et al. wurde ein Implantat der Phalanx proximalis mit dem 3D-Drucker gedruckt und in einen Patienten implantiert, nachdem es zu einem Rezidiv des GCT gekommen ist (98). Durch die Anwendung der 3D-Prothese konnte eine Amputation des Fingers verhindert und die Bewegungsausmaße des MCP-Gelenks erhalten werden. Die Limitation im PIP von 80° Flexion, die auch schon vor der Operation bestand, konnte nicht verbessert werden und bestand somit weiter (98). Ein Grund dafür kann sein, dass sich der

Bandappart in der Summe der Behandlungen (mehrere Tumorresektionen und Rekonstruktionen mit Allograft) verkürzt hat, oder die Gelenksfläche der Phalanx media Basis durch die Behandlungen beschädigt wurde. Obwohl an dem Implantat auch mit Löchern versucht wurde, Bänder zu befestigen und so eine präzise Rekonstruktion zu erreichen, bestand die Limitation im PIP weiter (98).

Bei einem weiteren Fallbericht beschrieben Chen et al. eine 3D-gedruckte Clavicula-Prothese nach Resektion einer Clavicula, die von einer chronischen Osteomyelitis befallen war (116). Vor der Operation beklagte die Patientin Einschränkungen in der Schulterfunktion (Adduktion, Abduktion und Elevation, keine Bewegungsgrade angegeben), diese Limitation bestanden auch 3 Wochen nach der Operation. Nach 2 Jahren berichtete die Patientin, dass sie sehr zufrieden mit der Schulterfunktion und vor allem schmerzfrei sei (116). Auch hier kam es weder zu einer Verbesserung noch Verschlechterung der ROM. Die Rekonstruktion der Clavicula wurde zwar an der gespiegelten, gesunden Seite durchgeführt, dennoch war die Herstellung der ursprünglichen Anatomie nicht möglich und somit bestand die Bewegungslimitation weiterhin in der Schulter. Ein Grund dafür könnte sein, dass es nicht möglich war, die Gelenke (Sternoclavicular- und Acromioclaviculargelenk) so präzise zu rekonstruieren, dass eine uneingeschränkte Bewegung der Schulter erzielt wurde. Dies könnte daran liegen, dass stützende Bandstrukturen durch die Resektion beschädigt oder nicht erhalten werden konnten. Auch die Befestigung von Bändern oder Muskeln konnte nicht ausreichend durchgeführt werden.

Generell kommt es durch die Anwendung des 3D-Drucks in der Chirurgie der oberen Extremität zu einer Verbesserung des Bewegungsausmaßes, jedoch konnten im Großteil der eingeschlossenen Studien keine signifikanten ROM-Verbesserungen verglichen mit der konventionellen Therapie aufgezeigt werden. Patienten-spezifische 3D-Implantate können hier zum Beispiel zum Erhalt der betroffenen Struktur und einer möglichen Verbesserung der *Range of Motion* beitragen.

4.3.3 Funktion

Die Funktion wurde vor und nach der 3D-Applikation mittels folgenden Tests evaluiert: (*modified*) *Mayo-Wrist-Score*, (*quick*)*DASH*, *Jebsen Handfunktion Test*, *Gartland-Murley-Score*, *Mayo-Elbow-Performance-Score*, *Constant-Murley Score*. Diese Funktionstest wurden bei den Anwendungen des 3D-Drucks in den Bereichen präoperative Planung, patienten-spezifische Schablonen, Implantate, Orthesen und Prothesen verwendet.

Der *DASH* und seine kurze Variation, der *quickDASH*, wurden in den inkludierten Studien am häufigsten (12 Studien) zur Evaluierung der oberen Extremitäten-Funktion verwendet (54,56,100,108,117,128,131,134,136,137,145,147). Mit diesem Test wird die Funktion der oberen Extremität anhand eines Fragebogens erhoben. Der Fragebogen enthält 24 Fragen über die Funktion, die sich in 21 Fragen über die physische Funktion und 3 Fragen über soziale / rollenspezifische Fragen aufteilen. Der *DASH* kann bei vielen verschiedenen Erkrankungen und Bereichen der oberen Extremität eingesetzt werden. Der *quickDASH* hingegen enthält nur 8 Fragen zur Funktion der oberen Extremität. Neben der Funktion werden auch Schmerzen mit dem (*quick*)*DASH* erhoben (150). Neben dem *DASH* (präoperative Planung) (54,56) wurden in den klinischen Studien auch der *MEPS* (präoperative Planung) (54,55), (*modified*) *Mayo Score* (patienten-spezifische Schablone, Implantat) (111,121), *JHFT* (Orthese) (60) und *Green and O'Brien-Score* (Orthese) (103) zur Erhebung der Funktion verwendet. Bei den 7 klinischen Studien mit interindividuellem Vergleich (3D vs. Konventionell) zeigte sich jedoch nur in zwei Studien ein signifikanter Unterschied in der postoperativen Funktion (55,111).

Yang et al. verwendeten zur Behandlung von Ellbogenfrakturen den 3D-Druck zur präoperativen Planung und verglichen die Ergebnisse mit der konventionellen Therapie (keine Planung anhand eines 3D-Modells) (55). Dabei erzielte die 3D-Gruppe einen signifikant (p -Wert = 0,001) höheren Score im *MEPS* (88 ± 4) als die konventionelle Gruppe (82 ± 6) (55). Die Verbesserung der Funktion könnte daran liegen, dass man sich bei der präoperativen Planung schon ein Bild der Frakturfragmente machen und sie in allen drei Dimensionen begutachten bzw.

ihre Zusammenhänge besser verstehen kann als an zweidimensionalen Bildern oder intraoperativ. Außerdem könnte die Planung an einem 3D-Modell die Operation einer komplexen Fraktur präziser machen bzw. einfacher machen, was zu einer gesteigerten postoperativen Funktion in der 3D-Gruppe führte.

Wang et al. stellten eine patienten-spezifische 3D-Radiusprothese her, die sie nach Tumorresektion eines GCT am distalen Radius implantierten (111). In der Studie verglichen sie die Endergebnisse der 3D- mit der konventionellen (Allograft-Implantation) Gruppe. Dabei zeigte sich ein signifikanter Unterschied in der postoperativen Funktion (p-Wert = 0,013). Die 3D-Gruppe (71,0 Punkte) schnitt signifikant besser im *Mayo Score* ab als die konventionelle Gruppe (65,0 Punkte) (111). Eine signifikante Verbesserung der *ROM* in der 3D-Gruppe (im Vergleich zur konventionellen Therapie) geht mit einer signifikanten Verbesserung der Funktion einher. Mehr Bewegungsausmaß bedeutet auch mehr Funktion. Auch die genaue Rekonstruktion der Gelenkfläche des distalen Radius kann zur signifikanten Steigerung der Funktion beigetragen haben. So konnte das Radiokarpalgelenk nahezu perfekt rekonstruiert und die ursprüngliche Anatomie imitiert werden, was wiederum zur gesteigerten Funktion beitragen kann.

Dennoch haben klinische Studien, die durch die Anwendung einer 3D-Applikation eine präzisere Operation durchführen konnten, keine signifikante Funktionsverbesserung in der 3D-Gruppe im Vergleich zur konventionellen Gruppe aufzeigen können (54,56,121). Zheng et al. verglichen die operative Behandlung mit Assistenz eines patienten-spezifischen 3D-Modells mit der konventionellen Behandlung (keine Assistenz von 3D-Modell). Dabei zeigte sich zwischen den beiden Gruppen kein signifikanter Unterschied in den Funktionstests (*DASH*, *MEPS*) (54). Es scheint, dass die präoperative Entscheidung über Implantattyp, -größe und -position keine Auswirkung auf die Funktion hat. Durch diese präoperative Planung lässt sich zwar die Operationsdauer und das perioperative Management positiv beeinflussen, jedoch zeigt sich in dieser Studie kein Vorteil für die Funktionsverbesserung (54). Ein Grund dafür könnte sein, dass in der konventionellen Gruppe die gleichen Implantate ausgesucht wurden wie in der 3D-Gruppe, jedoch wurde die Entscheidung intraoperativ getroffen und nicht präoperativ. Kong et al. verglichen ebenfalls die operative Behandlung von

intraartikulären, distalen Radiusfrakturen mit präoperativer Planung am 3D-Modell mit der konventionellen Gruppe (keine präoperative Planung) (56). Hier konnte auch kein signifikanter Funktionsunterschied (*DASH-Score*) zwischen den beiden Gruppen festgestellt werden. Hier zeigten sich jedoch positive Auswirkungen auf die Operationszeit, den intraoperativen Blutverlust und Anzahl der notwendigen intraoperativen Bildgebung (56).

Die Verwendung von patienten-spezifischen 3D-Modellen in der präoperativen Planung zeigt vermehrt positive Einflüsse auf das operative Management und nicht auf die Funktion der oberen Extremität. Durch die 3D-Applikation kommt es zwar zur Verbesserung der Funktion (im Vergleich zu präoperativ), allerdings unterscheidet sich diese Funktionsverbesserung nicht von der konventionellen Gruppe. Die ausbleibende signifikante Funktionsverbesserung im Vergleich zur konventionellen Gruppe könnte so erklärt werden, dass es durch die präoperative Planung zu keiner präziseren Operation gekommen ist. Auch die klinischen Studien von Chen et al. (103) und Kim et al. (60) konnten ebenso keinen signifikanten Unterschied in der Funktion zwischen der 3D-Gruppe (patienten-spezifische 3D-gedruckte Orthesen) und konventionellen Gruppe aufzeigen. Chen et al. (103) verglichen bei der konventionellen Behandlung von distalen Radiusfrakturen eine patienten-spezifische 3D-gedruckte Orthese mit konventionellem Gips und einer Fixation mittels Schiene. Zur Evaluierung der Funktion wurde der *Green and O'Brien score* verwendet, dieser Test erhebt neben dem funktionellen Status auch noch den Bewegungsumfang, Schmerzen und die Griffstärke (151). Kim et al. verwendeten hingegen den *Jebsen Hand Function Test* (JHFT) zur Evaluierung der Funktion. Sie verglichen eine patienten-spezifische 3D-gedruckte Orthese bei dem Überbelastungssyndrom des Handgelenks mit einer konventionellen Schiene. Die Forschenden nahmen an, dass die 3D-gedruckte Orthese aufgrund des leichten Gewichts und der simplen Bauweise zu einer verbesserten Funktion führe, aber es zeigte sich kein signifikanter Funktionsunterschied zwischen den beiden Gruppen (3D vs. Konventionell) (60).

4.3.4 Schmerzen

Die Schmerzlinderung teilte sich wie folgt auf die Anwendungen auf: 12 Studien mit Implantaten, 6 Studien mit präoperativer Planung am 3D-Modell, 6 Studien mit Anwendung von patienten-spezifischen Schablonen und eine Studie mit Anwendung von 3D-gedruckten Orthesen. In vier klinischen Studien wurde in den Bereichen präoperative Planung (56), patienten-spezifische Schablonen(121), Implantate (111) und Orthesen (60) der Schmerzgrad evaluiert. Zur Erhebung der Schmerzen in den klinischen Studien wurde hauptsächlich der *Visuell Analog Score* (56,111,121) oder der *Patient-Rated Wrist Evaluation-Test* (60) verwendet. Dabei zeigte sich, dass es durch die 3D-Applikation zu keinem signifikanten Unterschied hinsichtlich Schmerzen zwischen der 3D- und konventionellen Gruppe kam. Innerhalb der Gruppen (3D- und konventionelle Gruppe) konnte hingegen eine signifikante Schmerzlinderung im Vergleich zum präoperativen Zeitpunkt aufgezeigt werden (56,60,111,121). In den Studien mit Evidenzlevel IV und V kam es zur signifikanten postoperativen Schmerzlinderung nach Anwendung der 3D-Applikation (Follow-up Spanne: 11 bis 33 Monate) (98,108,113,116). Da diese Studien keine Vergleichsgruppe hatten, wurde die postoperative mit der präoperativen Schmerzlinderung verglichen. In der Studie von Ma et al. präsentierte sich ein signifikanter Unterschied in den Schmerzen (108). Präoperativ wurde durchschnittlich ein Schmerzgrad via VAS von $7,3 \pm 1,2$ von maximal 10 Punkten angegeben. Postoperativ bzw. beim letzten Follow-up (\emptyset Follow-up Länge 19,4 Monate) gaben die PatientInnen einen durchschnittlichen Schmerzgrad von $0,2 \pm 0,5$ an (108). Die Schmerzreduktion könnte sich so erklären lassen, dass durch den Ausbau eines nekrotischen Knochens und die Implantation einer Prothese, die Schmerz auslösende Struktur entfernt wurde und durch ein anatomisch angepasstes Implantat ersetzt wurde.

Die vier klinischen Studien zeigten keinen signifikanten Unterschied der Schmerzlinderung zwischen beiden Gruppen (3D vs. konventionell) auf. Jedoch zeigen vier Studien mit geringerem Evidenzlevel (Level IV und V) eine signifikante postoperative Schmerzlinderung im Vergleich zu präoperativ. Somit lässt sich schlussfolgern, dass sich die Schmerzen durch den Einsatz des 3D-Drucks zwar

verbessern können, aber die Verbesserung der Schmerzen unterscheidet sich nicht signifikant von der konventionellen Therapie.

4.3.5 Kraft

Studien mit präoperativer Planung, patienten-spezifischen Schablonen, Orthesen, Implantaten und Prothesen evaluierten den Kraftgrad mit folgenden Tests: Kraftverhältnis zwischen betroffener und gesunder Seite, prozentueller Anteil der gesunden Seite und Anwendung eines Handdynamometers. Drei klinische Studien verglichen die Verbesserung des Kraftgrades der 3D- und konventionellen Gruppe (59,111,121), dabei zeigte sich nur in der Studie von Wang et al. eine signifikante Kraftverbesserung in der 3D-Gruppe im Vergleich zur konventionellen Therapie (111). In dieser Studie wurde nach Tumorresektion eine 3D-gedruckte Radiusprothese-Implantation mit der konventionellen Therapie (Allograft-Implantation) verglichen. Dabei präsentierte sich die postinterventionelle Kraftsteigerung in der 3D-Gruppe als signifikant höher als in der konventionellen Gruppe. Zur Evaluierung der Kraftgradverbesserung wurde hier der prozentuelle Kraftanteil der gesunden Seite angegeben. Nach der Operation wurde in der 3D-Gruppe durchschnittlich 64,4% der gesunden Seite erreicht und in der konventionellen Gruppe 54,7%. So ergab sich ein p-Wert von 0.03 (111). Ein Grund für den signifikanten Unterschied könnte sein, dass die genaue Anpassung der Endoprothese an der kontralateralen Seite eine bessere Stabilität des Handgelenks gewährleistet als durch die Allograft-Therapie. Diese gesteigerte Stabilität könnte positiv zur Kraftsteigerung beitragen. Ebenso wurde mit der patienten-spezifischen Prothese die ursprüngliche Anatomie so gut wie möglich rekonstruiert, was wiederum auch zu einer Kraftsteigerung führen kann. Je genauer man die Anatomie wiederherstellen kann, desto besser präsentieren sich die Endergebnisse. Durch die Wiederherstellung der ursprünglichen bzw. physiologischen Anatomie können Bewegungen wieder ungestört und schmerzfrei durchgeführt werden, somit könnten die PatientInnen auch wieder ihre Muskulatur stärken und einen Kraftzuwachs beobachten.

Zwei klinischen Studien, die einen Vergleich zwischen 3D und konventioneller Gruppe hinsichtlich der Kraftgrade durchführten, zeigten jedoch keinen signifikanten Unterschied (59,121). In diesen Studien wurden Scaphoid-

Frakturen bzw. -Nonunionen (121) und Malunionen des Unterarms (59) mit patienten-spezifischen Schablonen behandelt. Hier steigerte sich zwar der Kraftgrad durch die Intervention in beiden Gruppen (3D- und konventionelle Gruppe) im Vergleich zu präoperativ, jedoch bestand kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen (59,121). Eine mögliche Erklärung dafür könnte sein, dass es durch die Anwendung der Schablonen zwar zu einer genauen Rekonstruktion der physiologischen Anatomie gekommen ist, aber die konventionelle Therapie auch eine gute Rekonstruktion ermöglichte. Ebenso könnte der Kraftgrad durch die Erkrankungen minimal reduziert worden sein, wodurch keine deutliche Verbesserung durch die Intervention zu erwarten war.

4.4 Limitationen

In diese Arbeit wurden Studien inkludiert, die bis August 2021 publiziert wurden. Diese zeitliche Begrenzung ergibt sich daraus, dass die Literaturrecherche und die anschließende Analyse im August 2021 begonnen wurde. Das bedeutet, dass Studien, die im letzten Jahr veröffentlicht wurden, nicht berücksichtigt worden sind. Die Literatursuche wurde auch in zwei Datenbanken (*PubMed* und *Web of Science*) durchgeführt, somit wurden Studien, die in anderen Plattformen publiziert wurden, nicht inkludiert. Außerdem wurden deutsch- und englischsprachige Studien in die Studie aufgenommen. Somit bleibt unentdeckt, ob es in anderen Sprachen mehrere oder aussagekräftigere klinische Studien gibt.

Des Weiteren basieren die getroffenen Aussagen hauptsächlich (39 Studien) auf Fallberichten und Fallserien, also Studien mit niedrigem Evidenzlevel. Dreizehn der 52 inkludierten Studien untersuchten den 3D-Druck in einem kontrollierten klinischen Setting, jedoch mit kleinen PatientInnenanzahlen und kurzem oder gar keinem Follow-up. Um die getroffenen Aussagen zu festigen sind in Zukunft hochqualitative Studien mit entsprechendem Follow-up nötig.

5 Schlussfolgerung

In der Chirurgie der oberen Extremität besitzt der 3D-Druck ein großes Potenzial in der patienten-spezifischen Therapie, vor allem in der Rekonstruktion nach erlebtem Trauma oder Tumorerkrankungen. Neben der Rekonstruktion können klinische Anwendungen auch zur Behandlung von Knochendeformitäten, -defekten, -nekrosen oder auch angeborenen Fehlbildungen in verschiedenen anatomischen Strukturen der oberen Extremität eingesetzt werden. Somit liefert der 3D-Druck neue Behandlungsoptionen, wenn die konventionelle Therapie erfolglos ausgeschöpft wurde oder an ihre Grenze stößt. Zu den patienten-spezifischen Anwendungen des 3D-Drucks zählen 3D-Modelle zur präoperativen Planung, intraoperativ verwendete Schablonen, Implantate (Endoprothetik oder Osteosyntheseplatten), Orthesen und Prothesen.

Zu den häufigsten erhobenen Parametern in den inkludierten Studien zählten die *Range of Motion*, die Funktion und Schmerzlinderung, wobei viele verschiedene Methoden und Fragebögen verwendet wurden. Die Heterogenität der genutzten Parameter erschwert einen adäquaten Vergleich der Ergebnisse der relativ kleinen Anzahl an eingeschlossenen klinischen Studien. Der 3D-Druck kann zu einer verbesserten *Range of Motion*, Funktion und Schmerzlinderung beitragen, jedoch zeigt sich in den Endergebnissen nur in wenigen Fällen ein signifikanter Unterschied zur konventionellen Therapie. In zukünftigen hochqualitativen Studien sollte die Erhebung von Funktion und Schmerzen standardisiert ablaufen, dadurch lässt sich erst ein richtiger Vergleich von 3D- und konventioneller Gruppe durchführen. Zur Evaluierung der Funktion wird empfohlen den *Disability of Arm, Shoulder and Hand (DASH)-Score* zu verwenden oder die Messung der *Range of Motion* vor und nach der Operation durchzuführen. Für die Schmerzerfassung wird empfohlen prä- und postinterventionell den *Visuell Analog Score (VAS)* durchzuführen.

Neben den Auswirkungen auf das Endergebnis der PatientInnen bietet er auch einen Vorteil im perioperativen Management (verkürzte Operationszeit, geringerer Blutverlust, verminderte Bildgebungsversuche), was wiederum zu einer erhöhten Effizienz im operativen Setting führt und das Outcome der PatientInnen verbessern kann.

Diese Ergebnisse beruhen jedoch nur auf dreizehn kontrollierten klinischen Studien, die aus insgesamt 4.289 Studien identifiziert wurden. Was wiederum den Mangel an qualitativ hochwertigen Studien zur Untersuchung des 3D-Drucks in der Chirurgie der oberen Extremität widerspiegelt. Dadurch fehlen auch Studien, die die Langzeitwirkung des 3D-Drucks beschreiben. Um die Langzeitwirkungen zu identifizieren, sollten die Endergebnisse in längeren Follow-up-Phasen kontrolliert und interpretiert werden.

Der 3D-Druck in der Chirurgie der oberen Extremität kann somit ein hilfreiches Werkzeug sein, das Vorteile im perioperativen Management und in der Funktionsverbesserung und Schmerzlinderung bieten kann. Jedoch müssen diese Ergebnisse noch in hochqualitativen klinischen (Langzeit-) Studien bestätigt werden.

Literaturverzeichnis

1. Ribak S, Oliveira EJM de, Rosolino GP, Orru Neto P, Tietzmann A. EPIDEMIOLOGY OF TRAUMATIC INJURIES OF THE UPPER LIMBS IN A UNIVERSITY HOSPITAL. *Acta Ortopédica Bras.* Dezember 2018;26(6):370–3.
2. Berger A, Hierner R, Herausgeber. *Plastische Chirurgie. 4: Extremitäten.* Berlin Heidelberg: Springer; 2009. 669 S.
3. Basu Mallick A, Chawla SP. Giant Cell Tumor of Bone: An Update. *Curr Oncol Rep.* Mai 2021;23(5):51.
4. Rengier F, Mehndiratta A, von Tengg-Kobligk H, Zechmann CM, Unterhinninghofen R, Kauczor HU, u. a. 3D printing based on imaging data: review of medical applications. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* Juli 2010;5(4):335–41.
5. Liaw CY, Guvendiren M. Current and emerging applications of 3D printing in medicine. *Biofabrication.* 7. Juni 2017;9(2):024102.
6. Mathews DAP, Baird A, Lucky M. Innovation in Urology: Three Dimensional Printing and Its Clinical Application. *Front Surg.* 2. Juni 2020;7:29.
7. Auricchio F, Marconi S. 3D printing: clinical applications in orthopaedics and traumatology. *EFORT Open Rev.* Mai 2016;1(5):121–7.
8. Bauermeister AJ, Zuriarrain A, Newman MI. Three-Dimensional Printing in Plastic and Reconstructive Surgery: A Systematic Review. *Ann Plast Surg.* November 2016;77(5):569–76.
9. Paulsen F, Waschke J, Sobotta J, Herausgeber. *Sobotta atlas of human anatomy. 1: General anatomy and musculoskeletal system.* 15th edition. München: Elsevier/Urban & Fischer; 2011. 400 S.
10. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Herausgeber. *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem: Prometheus: LernAtlas der Anatomie. 2., überarb. und erw. Aufl.* Stuttgart ; New York: Georg Thieme Verlag; 2007. 600 S.
11. Ootes D, Lambers KT, Ring DC. The Epidemiology of Upper Extremity Injuries Presenting to the Emergency Department in the United States. *HAND.* März 2012;7(1):18–22.
12. Giustini M, de Leo A, Acciaro AL, Pajardi G, Mamo C, Voller F, u. a. Incidence estimates of hand and upper extremity injuries in Italy. :8.
13. Broadbent MR, Quaba O, Hadjucka C, McQueen MM. The Epidemiology of Multifocal Upper Limb Fractures. *Scand J Surg.* September 2003;92(3):220–3.

14. Michielsen M, Van Haver A, Vanhees M, van Riet R, Verstreken F. Use of three-dimensional technology for complications of upper limb fracture treatment. *EFORT Open Rev.* Juni 2019;4(6):302–12.
15. Toosi S, Behravan N, Behravan J. Nonunion fractures, mesenchymal stem cells and bone tissue engineering: NONUNION FRACTURES, MSCs, AND TISSUE ENGINEERING. *J Biomed Mater Res A.* September 2018;106(9):2552–62.
16. Wildemann B, Ignatius A, Leung F, Taitsman LA, Smith RM, Pesántez R, u. a. Non-union bone fractures. *Nat Rev Dis Primer.* Dezember 2021;7(1):57.
17. Patel I, Young J, Washington A, Vaidya R. Malunion of the Tibia: A Systematic Review. *Medicina (Mex).* 5. März 2022;58(3):389.
18. Cagnet JM. Distal radius malunion in adults. 2021;12.
19. Bot AGJ, Jupiter JB. Malunited Fractures in the Hand. *J Hand Surg.* Februar 2014;39(2):378–84.
20. Katt B, Seigerman D, Lutsky K, Beredjiklian P. Distal Radius Malunion. *J Hand Surg.* Mai 2020;45(5):433–42.
21. Pomares G, Coudane H, Dap F, Dautel G. Epidemiology of traumatic upper limb amputations. *Orthop Traumatol Surg Res.* April 2018;104(2):273–6.
22. Cramer J, Brown G, Herrera FA. Epidemiology of Upper-Extremity Amputations Using the National Electronic Injury Surveillance System. *Ann Plast Surg.* Juni 2021;86(6S):S599–602.
23. Vakhshori V, Bouz GJ, Mayfield CK, Alluri RK, Stevanovic M, Ghiassi A. Trends in Pediatric Traumatic Upper Extremity Amputations. *HAND.* November 2019;14(6):782–90.
24. Goldfarb CA. Congenital Hand Anomalies: A Review of the Literature, 2009–2012. *J Hand Surg.* September 2013;38(9):1854–9.
25. Shin YH, Baek GH, Kim YJ, Kim M ju, Kim JK. Epidemiology of congenital upper limb anomalies in Korea: A nationwide population-based study. Harhaus L, Herausgeber. *PLOS ONE.* 9. März 2021;16(3):e0248105.
26. Giele H, Giele C, Bower C, Allison M. The incidence and epidemiology of congenital upper limb anomalies: A total population study. *J Hand Surg.* Juli 2001;26(4):628–34.
27. Mano H, Fujiwara S, Takamura K, Kitoh H, Takayama S, Ogata T, u. a. Congenital limb deficiency in Japan: a cross-sectional nationwide survey on its epidemiology. *BMC Musculoskelet Disord.* Dezember 2018;19(1):262.

28. Bruder A, Taylor NF, Dodd KJ, Shields N. Exercise reduces impairment and improves activity in people after some upper limb fractures: a systematic review. *J Physiother.* 2011;57(2):71–82.
29. Ropars M, Thomazeau H, Hutten D. Clavicle fractures. *Orthop Traumatol Surg Res.* Februar 2017;103(1):S53–9.
30. Kihlström C, Möller M, Lönn K, Wolf O. Clavicle fractures: epidemiology, classification and treatment of 2 422 fractures in the Swedish Fracture Register; an observational study. *BMC Musculoskelet Disord.* Dezember 2017;18(1):82.
31. Khan LAK, Bradnock TJ, Scott C, Robinson CM. Fractures of the clavicle. *J Bone Joint Surg Am.* Februar 2009;91(2):447–60.
32. Cole PA, Freeman G, Dubin JR. Scapula fractures. *Curr Rev Musculoskelet Med.* März 2013;6(1):79–87.
33. Limb D. Scapula fractures: a review. *EFORT Open Rev.* Juni 2021;6(6):518–25.
34. Voleti PB, Namdari S, Mehta S. Fractures of the Scapula. *Adv Orthop.* 2012;2012:1–7.
35. Attum B, Thompson JH. Humerus Fractures Overview. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022 [zitiert 29. November 2022]. Verfügbar unter: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK482281/>
36. Slobogean GP, Johal H, Lefavre KA, MacIntyre NJ, Sprague S, Scott T, u. a. A scoping review of the proximal humerus fracture literature. *BMC Musculoskelet Disord.* Dezember 2015;16(1):112.
37. Tashfeen Ahmad, Zehra Abdul Muhammad, Amna Haroon. Functional outcomes in proximal humerus fractures: a prospective registry-based analysis. *J Pak Med Assoc.* 19. März 2021;1–6.
38. Stavrakakis IM, Ntontis Z, Kastritsi O, Chaniotakis C, Alpantaki K, Kastanis G. Distal Humerus Fracture Malunion in Adults: A Case Report and a Review of the Literature. *Case Rep Orthop.* 2022;2022:6041577.
39. Janis JE, Herausgeber. *Essentials of plastic surgery.* Second edition. [St. Louis, Mo.], Boca Raton, FL: Quality Medical Publishing, Inc. ; CRC Press/Taylor & Francis Group; 2014.
40. Duparc F. Malunion of the proximal humerus. *Orthop Traumatol Surg Res.* Februar 2013;99(1):S1–11.
41. Maduri P, Akhondi H. Upper Limb Amputation. In: StatPearls [Internet].

- Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022 [zitiert 22. November 2022]. Verfügbar unter: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK540962/>
42. Bourke G. Congenital hand anomalies. *Orthop Trauma*. April 2011;25(2):143–54.
 43. Buck-Gramcko D. Congenital malformations of the hand and forearm. *Chir Main*. März 2002;21(2):70–101.
 44. Comer GC, Potter M, Ladd AL. Polydactyly of the Hand: *J Am Acad Orthop Surg*. Februar 2018;26(3):75–82.
 45. Goodell PB, Bauer AS, Sierra FJA, James MA. Symbrachydactyly. *Hand N Y N*. September 2016;11(3):262–70.
 46. Böcker W, Heitz PU, Aguzzi A, Herausgeber. *Pathologie*. 4., vollständig überarb. Aufl. München Jena: Elsevier, Urban & Fischer; 2008. 1362 S.
 47. Chow WA. Chondrosarcoma: biology, genetics, and epigenetics. *F1000Research*. 20. November 2018;7:1826.
 48. Müller-Mai C, Ekkernkamp A. *Frakturen: Klassifikation und Behandlungsoptionen ; [mit Farbleitsystem]*. Berlin Heidelberg: Springer; 2010. 453 S.
 49. Meals C, Meals R. Hand Fractures: A Review of Current Treatment Strategies. *J Hand Surg*. Mai 2013;38(5):1021–31.
 50. Kvernmo HD, Haugstvedt JR. Treatment of congenital syndactyly of the fingers. *Tidsskr Den Nor Laegeforening Tidsskr Prakt Med Ny Raekke*. 20. August 2013;133(15):1591–5.
 51. Braun T, Trost J, Pederson W. Syndactyly Release. *Semin Plast Surg*. 18. November 2016;30(04):162–70.
 52. Ritter J, Bielack SS. Osteosarcoma. *Ann Oncol Off J Eur Soc Med Oncol*. Oktober 2010;21 Suppl 7:vii320-325.
 53. Jeong W, Kim HJ. Biomarkers of chondrosarcoma. *J Clin Pathol*. Juli 2018;71(7):579–83.
 54. Zheng W, Su J, Cai L, Lou Y, Wang J, Guo X, u. a. Application of 3D-printing technology in the treatment of humeral intercondylar fractures. *Orthop Traumatol Surg Res*. Februar 2018;104(1):83–8.
 55. Yang L, Grottkau B, He Z, Ye C. Three dimensional printing technology and materials for treatment of elbow fractures. *Int Orthop*. November 2017;41(11):2381–7.

56. Kong L, Yang G, Yu J, Zhou Y, Li S, Zheng Q, u. a. Surgical treatment of intra-articular distal radius fractures with the assistance of three-dimensional printing technique. *Medicine (Baltimore)*. Februar 2020;99(8):e19259.
57. Chen C, Cai L, Zheng W, Wang J, Guo X, Chen H. The efficacy of using 3D printing models in the treatment of fractures: a randomised clinical trial. *BMC Musculoskelet Disord*. Dezember 2019;20(1):65.
58. Miyake J, Murase T, Moritomo H, Sugamoto K, Yoshikawa H. Distal Radius Osteotomy with Volar Locking Plates Based on Computer Simulation. *Clin Orthop*. Juni 2011;469(6):1766–73.
59. Bauer DE, Zimmermann S, Aichmair A, Hingsammer A, Schweizer A, Nagy L, u. a. Conventional Versus Computer-Assisted Corrective Osteotomy of the Forearm: a Retrospective Analysis of 56 Consecutive Cases. *J Hand Surg*. Juni 2017;42(6):447–55.
60. Kim SJ, Kim SJ, Cha YH, Lee KH, Kwon JY. Effect of personalized wrist orthosis for wrist pain with three-dimensional scanning and printing technique: A preliminary, randomized, controlled, open-label study. *Prosthet Orthot Int*. Dezember 2018;42(6):636–43.
61. Dote J, Nahuelhual P, Cubillos R, Fuentes G, Zuniga J. [3D-printed hand prostheses function in adolescents with congenital hand amputation: A case series]. *Rev Chil Pediatr*. Juni 2020;91(3):410–6.
62. Burn MB, Ta A, Gogola GR. Three-Dimensional Printing of Prosthetic Hands for Children. *J Hand Surg*. Mai 2016;41(5):e103-109.
63. Rybicki FJ, Grant GT, Herausgeber. *3D Printing in Medicine* [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2017 [zitiert 26. Juli 2022]. Verfügbar unter: <http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-61924-8>
64. Mitsouras D, Liacouras P, Imanzadeh A, Giannopoulos AA, Cai T, Kumamaru KK, u. a. Medical 3D Printing for the Radiologist. *RadioGraphics*. November 2015;35(7):1965–88.
65. Segaran N, Saini G, Mayer JL, Naidu S, Patel I, Alzubaidi S, u. a. Application of 3D Printing in Preoperative Planning. *J Clin Med*. 26. Februar 2021;10(5):917.
66. Wong KC. 3D-printed patient-specific applications in orthopedics. *Orthop Res Rev*. Oktober 2016;Volume 8:57–66.
67. Vossman MWT. *Voxel*. In: *Wikipedia* [Internet]. 2022 [zitiert 15. Februar 2023]. Verfügbar unter:

<https://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Voxel&oldid=222696528>

68. Kim GB, Lee S, Kim H, Yang DH, Kim YH, Kyung YS, u. a. Three-Dimensional Printing: Basic Principles and Applications in Medicine and Radiology. *Korean J Radiol.* 2016;17(2):182.
69. Yan Q, Dong H, Su J, Han J, Song B, Wei Q, u. a. A Review of 3D Printing Technology for Medical Applications. *Engineering.* Oktober 2018;4(5):729–42.
70. Khorsandi D, Fahimipour A, Abasian P, Saber SS, Seyedi M, Ghanavati S, u. a. 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta Biomater.* März 2021;122:26–49.
71. Velásquez-García LF, Kornbluth Y. Biomedical Applications of Metal 3D Printing. *Annu Rev Biomed Eng.* 13. Juli 2021;23:307–38.
72. Mardis NJ. Emerging Technology and Applications of 3D Printing in the Medical Field. *Mo Med.* 2018;115(4):368–73.
73. Kutnjak-Mravlinčić S, Sutlović A, Glogar MI, Ercegović Ražić S, Godec D. Innovative Development of Batch Dyed 3D Printed Acrylonitrile/Butadiene/Styrene Objects. *Mol Basel Switz.* 2. November 2021;26(21):6637.
74. Velásquez-García LF, Kornbluth Y. Biomedical Applications of Metal 3D Printing. *Annu Rev Biomed Eng.* 13. Juli 2021;23(1):307–38.
75. Antonelli MG, Beomonte Zobel P, Durante F, Raparelli T. Additive Manufacturing Applications on Flexible Actuators for Active Orthoses and Medical Devices. *J Healthc Eng.* 2019;2019:5659801.
76. Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, u. a. A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. *Relucenti M, Herausgeber. Scanning.* 17. Juli 2021;2021:1–19.
77. Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J.* Dezember 2015;219(11):521–9.
78. Tamay DG, Dursun Usal T, Alagoz AS, Yucel D, Hasirci N, Hasirci V. 3D and 4D Printing of Polymers for Tissue Engineering Applications. *Front Bioeng Biotechnol.* 9. Juli 2019;7:164.
79. Wong JY, Pfahnl AC. 3D Printed Surgical Instruments Evaluated by a Simulated Crew of a Mars Mission. *Aerosp Med Hum Perform.* 1. September 2016;87(9):806–10.
80. Wong JY, Pfahnl AC. 3D printing of surgical instruments for long-duration space missions. *Aviat Space Environ Med.* Juli 2014;85(7):758–63.

81. Yu AW, Khan M. On-demand three-dimensional printing of surgical supplies in conflict zones. *J Trauma Acute Care Surg.* Januar 2015;78(1):201–3.
82. Luo H, Meyer-Szary J, Wang Z, Sabiniewicz R, Liu Y. Three-dimensional printing in cardiology: Current applications and future challenges. *Cardiol J.* 2017;24(4):436–44.
83. Randazzo M, Pisapia JM, Singh N, Thawani JP. 3D printing in neurosurgery: A systematic review. *Surg Neurol Int.* 2016;7(Suppl 33):S801–9.
84. Tan G, Ioannou N, Mathew E, Tagalakis AD, Lamprou DA, Yu-Wai-Man C. 3D printing in Ophthalmology: From medical implants to personalised medicine. *Int J Pharm.* 25. September 2022;625:122094.
85. Jamróz W, Szafraniec J, Kurek M, Jachowicz R. 3D Printing in Pharmaceutical and Medical Applications – Recent Achievements and Challenges. *Pharm Res.* September 2018;35(9):176.
86. Weidert S, Andress S, Suero E, Becker C, Hartel M, Behle M, u. a. 3D-Druck in der unfallchirurgischen Fort- und Weiterbildung: Möglichkeiten und Anwendungsbereiche. *Unfallchirurg.* Juni 2019;122(6):444–51.
87. Mogali SR, Yeong WY, Tan HKJ, Tan GJS, Abrahams PH, Zary N, u. a. Evaluation by medical students of the educational value of multi-material and multi-colored three-dimensional printed models of the upper limb for anatomical education: 3D Printed Upper Limb in Anatomical Education. *Anat Sci Educ.* Januar 2018;11(1):54–64.
88. Keller M, Guebeli A, Thieringer F, Honigmann P. Overview of In-Hospital 3D Printing and Practical Applications in Hand Surgery. Duan X, Herausgeber. *BioMed Res Int.* 26. März 2021;2021:1–14.
89. Raeker-Jordan EA, Martinez M, Aziz KT, Miles MR, Means KR, LaPorte DM, u. a. High-Fidelity Wrist Fracture Phantom as a Training Tool to Develop Competency in Orthopaedic Surgical Trainees. *JAAOS Glob Res Rev.* Mai 2021;5(5):e20.00224-8.
90. Prsic A, Boyajian MK, Snapp WK, Crozier J, Woo AS. A 3-Dimensional-Printed Hand Model for Home-Based Acquisition of Fracture Fixation Skills Without Fluoroscopy. *J Surg Educ.* November 2020;77(6):1341–4.
91. Papavasiliou T, Chatzimichail S, Chan JCY, Bain CJ, Uppal L. A Standardized Hand Fracture Fixation Training Framework using Novel 3D Printed Ex Vivo Hand Models: Our Experience as a Unit. *Plast Reconstr Surg - Glob Open.*

15. Februar 2021;9(2):e3406.
92. Brichacek M, Diaz-Abele J, Shiga S, Petropolis C. Three-dimensional Printed Surgical Simulator for Kirschner Wire Placement in Hand Fractures: *Plast Reconstr Surg - Glob Open*. März 2018;6(3):e1706.
93. Farrell DA, Miller TJ, Chambers JR, Joseph VA, McClellan WT. Three-Dimensionally-Printed Hand Surgical Simulator for Resident Training. *Plast Reconstr Surg*. November 2020;146(5):1100–2.
94. Lazarus P, Pire E, Sapa C, Ruffenach L, Saur M, Liverneaux P, u. a. Design and evaluation of a new synthetic wrist procedural simulator (Wristsim ®) for training of distal radius fracture fixation by volar plating. *Hand Surg Rehabil*. September 2017;36(4):275–80.
95. Zhang D, Bauer AS, Blazar P, Earp BE. Three-Dimensional Printing in Hand Surgery. *J Hand Surg*. November 2021;46(11):1016–22.
96. Fillat-Gomà F, Marcano-Fernández FA, Coderch-Navarro S, Martínez-Carreres L, Berenguer A. 3D printing innovation: New insights into upper extremity surgery planning. *Injury*. Juli 2021;52:S117–24.
97. Kim SJ, Jo YH, Choi WS, Lee CH, Lee BG, Kim JH, u. a. Biomechanical Properties of 3-Dimensional Printed Volar Locking Distal Radius Plate: Comparison With Conventional Volar Locking Plate. *J Hand Surg*. September 2017;42(9):747.e1-747.e6.
98. Beltrami G. Custom 3D-printed finger proximal phalanx as salvage of limb function after aggressive recurrence of giant cell tumour. *BMJ Case Rep*. 18. September 2018;bcr-2018-226007.
99. Luenam S, Kosiyatrakul A, Phakdeewisetkul K, Puncreobutr C. The patient-specific implant created with 3D printing technology in treatment of a severe open distal humerus fracture with complete loss of the lateral column. *J Orthop Surg*. 1. Mai 2020;28(3):230949902096025.
100. Luenam S, Kosiyatrakul A, Hansudewechakul C, Phakdeewisetkul K, Lohwongwatana B, Puncreobutr C. The Patient-Specific Implant Created with 3D Printing Technology in Treatment of the Irreparable Radial Head in Chronic Persistent Elbow Instability. *Case Rep Orthop*. 23. Oktober 2018;2018:1–6.
101. Byrne AM, Impelmans B, Bertrand V, Van Haver A, Verstreken F. Corrective Osteotomy for Malunited Diaphyseal Forearm Fractures Using Preoperative 3-Dimensional Planning and Patient-Specific Surgical Guides and Implants. *J Hand*

Surg. Oktober 2017;42(10):836.e1-836.e12.

102. Katt B, Imbergamo C, Seigerman D, Rivlin M, Beredjiklian PK. The Use of 3D Printed Customized Casts in Children with Upper Extremity Fractures: A Report of Two Cases. *Arch Bone Jt Surg.* Januar 2021;9(1):126–30.

103. Chen Y, Lin H, Yu Q, Zhang X, Wang D, Shi L, u. a. Application of 3D-Printed Orthopedic Cast for the Treatment of Forearm Fractures: Finite Element Analysis and Comparative Clinical Assessment. *BioMed Res Int.* 26. Juli 2020;2020:1–12.

104. Zuniga J, Katsavelis D, Peck J, Stollberg J, Petrykowski M, Carson A, u. a. Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences. *BMC Res Notes.* 2015;8(1):10.

105. Mohammadi A, Lavranos J, Zhou H, Mutlu R, Alici G, Tan Y, u. a. A practical 3D-printed soft robotic prosthetic hand with multi-articulating capabilities. *PloS One.* 2020;15(5):e0232766.

106. Young KJ, Pierce JE, Zuniga JM. Assessment of body-powered 3D printed partial finger prostheses: a case study. *3D Print Med.* Dezember 2019;5(1):7.

107. Cabibihan JJ. Patient-Specific Prosthetic Fingers by Remote Collaboration—A Case Study. Almarza A, Herausgeber. *PLoS ONE.* 4. Mai 2011;6(5):e19508.

108. Ma ZJ, Liu ZF, Shi QS, Li T, Liu ZY, Yang ZZ, u. a. Varisized 3D-Printed Lunate for Kienböck's Disease in Different Stages: Preliminary Results. *Orthop Surg.* Juni 2020;12(3):792–801.

109. Ackmann T, Klingebiel S, Gosheger G, Rachbauer A, Theil C, Andreou D. Reconstruction of Total Bone Defects following Resection of Malignant Tumors of the Upper Extremity with 3D Printed Prostheses: Presentation of Two Patients with a Follow-Up of Three Years. Di Cesare PE, Herausgeber. *Case Rep Orthop.* 2. Oktober 2020;2020:1–4.

110. Deng L, Zhao X, Wei C, Qu W, Yu L, Zhu S. Application of a three-dimensional printed segmental scapula prosthesis in the treatment of scapula tumors. *J Int Med Res.* November 2019;47(11):5873–82.

111. Wang Y, Min L, Lu M, Zhou Y, Wang J, Zhang Y, u. a. The functional outcomes and complications of different reconstruction methods for Giant cell tumor of the distal radius: comparison of Osteoarticular allograft and three-dimensional-printed prosthesis. *BMC Musculoskelet Disord.* Dezember 2020;21(1):69.

112. Park JH, Jung HW, Jang WY. The usefulness of a three-dimensional printed segmental scapula prosthesis for recovering shoulder function in a patient with

scapula chondrosarcoma: A case report. *Medicine (Baltimore)*. 26. Februar 2021;100(8):e24817.

113. Xie M ming, Tang K lai, Yuan C song. 3D printing lunate prosthesis for stage IIIc Kienböck's disease: a case report. *Arch Orthop Trauma Surg*. April 2018;138(4):447–51.

114. Wu N, Li S, Liu Y, Zhang A, Chen B, Han Q, u. a. Novel exploration of 3D printed personalized total elbow arthroplasty to solve the severe bone defect after internal fixation failure of comminuted distal humerus fracture: A case report. *Medicine (Baltimore)*. 31. Juli 2020;99(31):e21481.

115. Zou Y, Yang Y, Han Q, Yang K, Zhang K, Wang J, u. a. Novel exploration of customized 3D printed shoulder prosthesis in revision of total shoulder arthroplasty: A case report. *Medicine (Baltimore)*. November 2018;97(47):e13282.

116. Chen C, Yin Y, Xu H, Li Z, Wang F, Chen G. Personalized three-dimensional printed polyether-ether-ketone prosthesis for reconstruction after subtotal removal of chronic clavicle osteomyelitis: A case report. *Medicine (Baltimore)*. 30. April 2021;100(17):e25703.

117. Lu M, Min L, Xiao C, Li Y, Luo Y, Zhou Y, u. a. Uncemented three-dimensional-printed prosthetic replacement for giant cell tumor of distal radius: a new design of prosthesis and surgical techniques. *Cancer Manag Res*. Februar 2018;Volume 10:265–77.

118. ASPS-Rating-Scale-March-2011.pdf [Internet]. [zitiert 15. Februar 2023]. Verfügbar unter: <https://www.plasticsurgery.org/documents/medical-professionals/health-policy/evidence-practice/ASPS-Rating-Scale-March-2011.pdf>

119. Zuniga JM, Young KJ, Peck JL, Srivastava R, Pierce JE, Dudley DR, u. a. Remote fitting procedures for upper limb 3d printed prostheses. *Expert Rev Med Devices*. 4. März 2019;16(3):257–66.

120. Zang C wu, Zhang J lei, Meng Z zu, Liu L feng, Zhang W zhi, Chen Y xiang, u. a. 3D Printing Technology in Planning Thumb Reconstructions with Second Toe Transplant: 3D Printing Technology in Thumb Reconstruction. *Orthop Surg*. Mai 2017;9(2):215–20.

121. Yin HW, Feng JT, Yu BF, Shen YD, Gu Y dong, Xu W dong. 3D printing-assisted percutaneous fixation makes the surgery for scaphoid nonunion more accurate and less invasive. *J Orthop Transl*. September 2020;24:138–43.

122. Schweizer A, Mauler F, Vlachopoulos L, Nagy L, Fűrnstahl P. Computer-

Assisted 3-Dimensional Reconstructions of Scaphoid Fractures and Nonunions With and Without the Use of Patient-Specific Guides: Early Clinical Outcomes and Postoperative Assessments of Reconstruction Accuracy. *J Hand Surg.* Januar 2016;41(1):59–69.

123. Zhang YW, Xiao X, Gao WC, Xiao Y, Zhang SL, Ni WY, u. a. Efficacy evaluation of three-dimensional printing assisted osteotomy guide plate in accurate osteotomy of adolescent cubitus varus deformity. *J Orthop Surg.* Dezember 2019;14(1):353.

124. Xu G, Gao L, Tao K, Wan S, Lin Y, Xiong A, u. a. Three-dimensional-printed upper limb prosthesis for a child with traumatic amputation of right wrist: A case report. *Medicine (Baltimore).* Dezember 2017;96(52):e9426.

125. Bhide A, Shah PS, Acharya G. A simplified guide to randomized controlled trials. *Acta Obstet Gynecol Scand.* April 2018;97(4):380–7.

126. Zabor EC, Kaizer AM, Hobbs BP. Randomized Controlled Trials. *Chest.* Juli 2020;158(1S):S79–87.

127. Xu J, Zhang G, He Z, Zhong S, Chen Y, Wei C, u. a. Anatomical reduction and precise internal fixation of intra-articular fractures of the distal radius with virtual X-ray and 3D printing. *Phys Eng Sci Med.* März 2020;43(1):35–47.

128. Beliën H, Biesmans H, Steenwerckx A, Bijnens E, Dierickx C. Prebending of osteosynthesis plate using 3D printed models to treat symptomatic os acromiale and acromial fracture. *J Exp Orthop.* Dezember 2017;4(1):34.

129. Consigliere P, Tyler J, Tennent D, Pearse E. Symptomatic malunion after midshaft clavicle fracture in an adolescent patient: a case report of surgical deformity correction using a 3D printed model. *Ann R Coll Surg Engl.* Juli 2020;102(6):e126–9.

130. Fillat-Gomà F, Marcano-Fernández FA, Coderch-Navarro S, Martínez-Carreres L, Berenguer A. 3D printing innovation: New insights into upper extremity surgery planning. *Injury.* Juli 2021;52 Suppl 4:S117–24.

131. Kataoka T, Oka K, Miyake J, Omori S, Tanaka H, Murase T. 3-Dimensional Prebent Plate Fixation in Corrective Osteotomy of Malunited Upper Extremity Fractures Using a Real-Sized Plastic Bone Model Prepared by Preoperative Computer Simulation. *J Hand Surg.* Mai 2013;38(5):909–19.

132. Oka K, Tanaka H, Okada K, Sahara W, Myoui A, Yamada T, u. a. Three-Dimensional Corrective Osteotomy for Malunited Fractures of the Upper Extremity

Using Patient-Matched Instruments: A Prospective, Multicenter, Open-Label, Single-Arm Trial. *J Bone Jt Surg.* 17. April 2019;101(8):710–21.

133. Honigmann P, Thieringer F, Steiger R, Haefeli M, Schumacher R, Henning J. A Simple 3-Dimensional Printed Aid for a Corrective Palmar Opening Wedge Osteotomy of the Distal Radius. *J Hand Surg.* März 2016;41(3):464–9.

134. Temmesfeld MJ, Hauksson IT, Mørch T. Intra-Articular Osteotomy of the Distal Radius with the Use of Inexpensive In-House 3D Printed Surgical Guides and Arthroscopy: A Case Report. *JBJS Case Connect.* 2020;10(1):e0424–e0424.

135. Kunz M, Ma B, Rudan JF, Ellis RE, Pichora DR. Image-Guided Distal Radius Osteotomy Using Patient-Specific Instrument Guides. *J Hand Surg.* August 2013;38(8):1618–24.

136. Gauci MO, Chelli M, Fernandez J, Bronsard N. Patient-Specific Three-Dimensional-printed Instrumentation for Radius Lengthening Osteotomy by a Volar Approach in Epiphysiodesis Sequelae: A Case Report. *J Orthop Case Rep.* 2020;10(2):4.

137. Garg R, Hammoud S, Lipman J, Wolfe SW. Preoperative Computer-Assisted Design Templating of Complex Articular Olecranon Osteotomy: Case Report. *J Hand Surg.* Dezember 2010;35(12):1990-1994.e1.

138. Jew N, Lipman JD, Carlson MG. The Use of Three-Dimensional Printing for Complex Scaphoid Fractures. *J Hand Surg.* Februar 2019;44(2):165.e1-165.e6.

139. Hoevenaren IA, Vreeken RD, Verhulst AC, Ulrich DJO, Maal TJJ, Wagner T. Virtual Incision Pattern Planning using Three-Dimensional Images for Optimization of Syndactyly Surgery: *Plast Reconstr Surg - Glob Open.* März 2018;6(3):e1694.

140. Mueller S, Kahrs LA, Gaa J, Ortmaier T, Clausen JD, Krettek C. Patient specific pointer tool for corrective osteotomy: Quality of symmetry based planning and case study of ulnar reconstruction surgery. *Injury.* Juli 2017;48(7):1325–30.

141. Dote J, Nahuelhual P, Cubillos R, Fuentes G, Zuniga J. 3D-printed hand prostheses function in adolescents with congenital hand amputation: a case series. *Rev Chil Pediatr-CHILE.* Juni 2020;91(3):410–6.

142. Alvia P, Bravo G, Bustos MP, Moreno G, Alfaro R, Cancino R, u. a. Quantitative functional evaluation of a 3D–printed silicone-embedded prosthesis for partial hand amputation: A case report. *J Hand Ther.* Januar 2018;31(1):129–36.

143. Exner GU, Dumont CE, Walker J, Fürnstahl P. Cement Spacer Formed in a 3D-Printed Mold for Endoprosthetic Reconstruction of an Infected Sarcomatous

- Radius: A Case Report. *JBJS Case Connect* [Internet]. 2021 [zitiert 18. Juli 2022];11(2). Verfügbar unter: <https://journals.lww.com/10.2106/JBJS.CC.20.00568>
144. Haefeli M, Schaefer DJ, Schumacher R, Müller-Gerbl M, Honigmann P. Titanium template for scaphoid reconstruction. *J Hand Surg Eur Vol.* Juni 2015;40(5):526–33.
145. Rossello MI. A case of total scaphoid titanium custom-made 3D-printed prostheses with one-year follow-up. *Case Rep Plast Surg Hand Surg.* 1. Januar 2020;7(1):7–12.
146. Haefeli M, Schaefer DJ, Schumacher R, Müller-Gerbl M, Honigmann P. Titanium template for scaphoid reconstruction. *J Hand Surg Eur Vol.* Juni 2015;40(5):526–33.
147. Schmauder P, Kraus T, Küper MA, Ziegler P, Ateschrang A, Stöckle U, u. a. Custom-made-Glenoidkomponente via 3D-Print: Spezielle Prothesenversorgung als finale Behandlungsoption bei massivem Glenoidaufbrauch und gleichzeitiger Rotatorenmanschetten-Defektarthropathie. *Orthop.* März 2020;49(3):267–72.
148. Streicher RM, Thomsen M. [Polyethylene as an implant material]. *Orthopäde.* Januar 2003;32(1):23–31.
149. Cheng H, Chen BPH, Soleas IM, Ferko NC, Cameron CG, Hinoul P. Prolonged Operative Duration Increases Risk of Surgical Site Infections: A Systematic Review. *Surg Infect.* 2017;18(6):722–35.
150. Angst F, Schwyzer HK, Aeschlimann A, Simmen BR, Goldhahn J. Measures of adult shoulder function: Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand Questionnaire (DASH) and its short version (QuickDASH), Shoulder Pain and Disability Index (SPADI), American Shoulder and Elbow Surgeons (ASES) Society standardized shoulder assessment form, Constant (Murley) Score (CS), Simple Shoulder Test (SST), Oxford Shoulder Score (OSS), Shoulder Disability Questionnaire (SDQ), and Western Ontario Shoulder Instability Index (WOSI). *Arthritis Care Res.* November 2011;63 Suppl 11:S174-188.
151. Kwok IHY, Leung F, Yuen G. Assessing results after distal radius fracture treatment: a comparison of objective and subjective tools. *Geriatr Orthop Surg Rehabil.* Juli 2011;2(4):155–60.